

Aus dem Medizinischen Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. U. Lotzmann
Abteilung für Parodontologie
Direktorin: Prof. Dr. L. Flores-de-Jacoby
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

Bearbeitung verschiedener Titanoberflächen mit Küretten, Nd:YAG-Laser und Ultraschallscaler

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der gesamten Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Matthias Blatt
aus Dernbach

Marburg 2008

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität
Marburg am 11.12.2008

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: PD Dr. M. Stelzel

Co-Referent: Prof. Dr. M. Gente

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	S. 1
1.1. Plaqueentstehung	S. 1
1.2. Pathogene Mechanismen der periimplantären Gewebsschädigung	S. 6
1.2.1. Direkte Toxizität	S. 7
1.2.1.1. Durch Exotoxine	S. 7
1.2.1.2. Durch Endotoxine	S. 7
1.2.1.3. Durch Enzyme	S. 8
1.2.1.4. Durch Stoffwechselprodukte	S. 8
1.2.2. Indirekte Toxizität	S. 9
1.2.2.1. Durch Einfluss auf die Wirtsabwehr	S. 9
1.2.2.2. Durch Einfluss auf die Bakterienzellen	S. 9
1.2.2.3. Durch Einfluss auf das wirtseigene Immunsystem	S. 9
1.3. Symptome der Periimplantitis	S. 10
1.4. Therapie der Periimplantitis	S. 11
2. Ziel der Studie	S. 11
3. Material und Methode	S. 12
3.1. Instrumente	S. 12
3.1.1. Küretten	S. 12
3.1.2. Ultraschallscaler	S. 13
3.1.3. Laser	S. 14
3.2. Probenherstellung und Bearbeitung	S. 16
3.3. Lichtmikroskopie	S. 19
3.4. Rasterelektronenmikroskopie (REM)	S. 20
3.5. Energiedispersive Spektroskopie (EDS/EDX)	S. 21
3.6. Rasterkraftmikroskopie (RFM/AFM)	S. 22
3.7. Rauheitsmessung mit dem Hommel Tester T-1000	S. 23
3.8. Vickershärtemessung	S. 27
3.9. Statistisches Vorgehen	S. 28
4. Ergebnisse	S. 30
4.1. Vergleich der unbearbeiteten Titan-, Niob-, und Tantaloberflächen miteinander	S. 30
4.2. Hu-Friedy®-Stahlküretten	S. 34
4.2.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten	S. 34
4.2.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten	S. 41
4.2.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten	S. 50
4.2.4. Vergleich der bearbeiteten Oberflächen miteinander	S. 55

4.3. Deppeler Stahlküretten	S. 59
4.3.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten	S. 59
4.3.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten	S. 63
4.3.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten	S. 67
4.4. Laser	S. 70
4.4.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit dem Nd:YAG Laser	S. 70
4.4.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit dem Nd:YAG Laser	S. 75
4.4.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit dem Nd:YAG Laser	S. 80
4.5. Ultraschall	S. 85
4.5.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler	S. 85
4.5.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler	S. 91
4.5.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler	S. 96
4.6. Vergleich der Auswirkungen des Ultraschalls, der Deppeler- und der Hu-Friedy®-Küretten miteinander	S. 101
4.7. Vickershärtemessung	S. 102
5. Diskussion	S. 103
5.1. Diskussion der Methode	S. 103
5.2. Diskussion der Ergebnisse	S. 108
5.3. Schlussfolgerung	S. 112
6. Zusammenfassung	S. 113
7. Summary	S. 115
8. Anhang	S. 116
9. Literaturverzeichnis	S. 155

1. Einleitung

1.1. Plaqueentstehung

Einer der Hauptgründe für den Misserfolg oraler Implantate ist die plaqueinduzierte Erkrankung des periimplantären Gewebes, die Periimplantitis. Tierversuche, Querschnitts- und Langzeitstudien am Menschen sowie Vergleichsstudien haben gezeigt, dass die mikrobielle Flora der Periimplantitis jener der Parodontitis ähnelt (*Quirynen et al. 2002*). Um das Risiko einer Periimplantitis zu minimieren, müssen die sie begünstigenden Faktoren wie z.B. das Rauchen und schlechte Mundhygiene (Plaque) beseitigt werden. Dazu muss offen gelegt werden, wie es zur Entstehung von Plaque kommt, wie sich Plaque zusammensetzt und wie sie die Krankheit induziert.

Laut Definition ist Plaque „ein strukturierter, zäher, verfilzter Biofilm, der aus Bakterienzellen und einer intrazellulären Matrix besteht.“ (*Lehmann 1998*). Im Biofilm weisen Bakteriengemeinschaften im Gegensatz zu sog. planktonischen Kulturen (einzeln lebende Bakterien in Flüssigkeitskultur) bemerkenswerte Eigenschaften auf: metabolische Kooperation, primitives Kommunikationssystem mit Austausch von genetischer Information, Resistenz gegenüber Phagozytose und Abtötung durch neutrophile Granulozyten, Resistenz gegenüber Antibiotika aufgrund der Einbindung in eine Matrix und die Pathogenität der in einem Biofilm organisierten Bakterien kann drastisch gesteigert werden (*Müller 2001*). 2002 definierten *Dolan* und *Costerton* einen Biofilm als eine mikrobiell hergeleitete Gemeinschaft, charakterisiert durch Zellen, die an einem Substrat, anderen Anschlussstellen oder aneinander haften, in einer Matrix extrazellulären, polymeren Substrates, das sie selbst produzieren eingebettet sind und ein sich änderndes Erscheinungsbild bezüglich Wachstumsrate und Gentranskription aufweisen. Der dentale Biofilm Plaque erfüllt diese Voraussetzungen. Sie kann eingeteilt werden in supragingivale und subgingivale Plaque. Ihre bakterielle Zusammensetzung variiert an verschiedenen Stellen der Mundhöhle und sogar auf einzelnen Zahnflächen (*Listgarten 1976*). Die Zusammensetzung der Plaquematrix ist variabel und von der Speichelzusammensetzung, der Ernährung sowie der Syntheseleistung der verschiedenen Plaquebakterien abhängig (*Lehmann 1998*). Die Plaquebildung wird durch eine Reihe von Faktoren beeinflusst. Dazu gehören die anatomische

Zahnform (Speiseretention), Zahnstellungsanomalien (mangelhafte Selbstreinigung), Ernährungsgewohnheiten, offene kariöse Läsionen, marginale Retentionen (subgingivale Füllungsrän­der, Implantatbeschädigungen durch Reinigungs-instrumente, etc.). Die Anlagerung und Bildung von Plaque kann in vier Phasen eingeteilt werden:

1. Phase: Bildung des acquired pellicle (min bis h nach Reinigung der Oberfläche)
2. Phase: Besiedelung des acquired pellicle durch Bakterien (mehrere h bis zwei Tage nach Reinigung)
3. Phase: Veränderung der Bakterienflora (drei bis fünf Tage nach Reinigung)
4. Phase: Weitere Zunahme der Komplexität der Mikroflora (fünf bis sieben Tage nach Reinigung) (*König* 1986)

1. Phase

Wesentlicher Bestandteil des acquired pellicle (Zahnoberhäutchen, Cuticula dentis) sind kationische, phosphorhaltige und andere Glykoproteine des Speichels (*Flores-de-Jacoby* et al. 1996). Sie bilden durch selektive Adsorption einen organischen Film über Zahnoberflächen oder anderen harten Strukturen in der Mundhöhle, wie z.B. Implantaten, Füllungen und Prothesen. Diese Anhaftung der Speichelproteine wird durch Ca^{2+} -Ionen gefördert. Sie lagern sich zwischen der negativ geladenen Schmelzoberfläche und den ebenfalls negativ geladenen Gruppen der Speichelproteine an und ermöglichen so deren Verbindung (*Buddecke* 1981, *Nakazato* 1990, *Quirynen* 1995, *Flores-de-Jacoby* et al. 1996, *Müller* 2001a).

2. Phase

Die Besiedelung des acquired pellicle erfolgt in vier Stufen (Abb. 1):

- a) der Transport der Bakterien zur zu besiedelnden Oberfläche
 - b) die initiale Adhäsion mit einer reversiblen und einer irreversible Phase
 - c) die Anlagerung durch spezifische Interaktionen
 - d) die Kolonisation und Bildung eines Biofilms
- (*van Loosdrecht* et al. 1990, *Scheie* 1994, *Quirynen* et al. 1995)

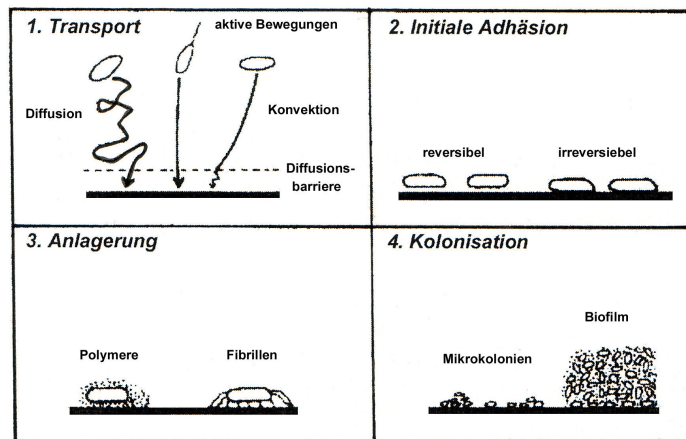


Abb. 1 aus: Influence of interfaces on microbial activity
(van Loosdrecht et al. 1990)

Zu a) Der Transport der Bakterien zur Anhaftungsoberfläche kann über drei verschiedene Mechanismen erfolgen:

a.a) über Diffusion durch Brown'sche Molekularbewegung mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 40 $\mu\text{m}/\text{h}$. Diese Bewegung erklärt zufällige Kontakte zwischen den Bakterien und der zu besiedelnden Oberfläche, auch wenn sich die Bakterien im Ruhezustand befinden und keine aktiven Bewegungen durchführen. Außerdem ist sie verantwortlich für das Überwinden einer Diffusionsbarriere, durch die keine Konvektion stattfinden kann. Die Sedimentation kann die einzige Möglichkeit darstellen, wie an sich bewegungslose Organismen an die Zieloberfläche gelangen.

a.b) über aktive chemotaktische Bewegungen der Mikroorganismen. Wenn ein Mikroorganismus in die Nähe der Oberfläche gelangt, kann er ihr zufällig, oder nach dem Überwinden eines Konzentrationsgradienten in der Umgebung der Oberfläche durch chemotaktische Bewegungen, begegnen.

a.c) über konvektiven Transport durch Flüssigkeitsströmungen, der um einige Größenordnungen schneller verläuft als die Diffusion. Jedoch gibt es Situationen, in denen der letzte Teil des Weges zur angestrebten Oberfläche durch die Diffusion kontrolliert wird (Cowan et al. 1987, van Loosdrecht et al. 1990, Quirynen et al. 1995).

Zu b) Die initiale Adhäsion an die Oberfläche kann reversibel oder auch irreversibel sein. Bei der reversiblen Anhaftung sind die Interaktionen zwischen der Bakterien-

und der zu besiedelnden Oberfläche zu schwach, um eine feste Anhaftung zu gewährleisten. Van-der-Waals-Kräfte bewirken eine Anziehung der Bakterien an die Oberfläche, elektrostatische Kräfte haben in der Regel eine abstoßende Wirkung auf die Mikroorganismen, da sowohl die Bakterienoberfläche als auch die Zahnoberfläche negativ geladen sind. Die daraus resultierende Kraft ist laut DLVO-Theorie (von *Derjaguin, Landau, Verwey* und *Overbeek*) die sog. Gibbs-Energie (*Verwey & Overbeek* 1948, *Rutter & Vincent* 1984). Sie resultiert aus der Summe der van-der-Waals-Kräfte und der elektrostatischen Interaktionen zwischen den beiden Oberflächen. Sie ist in diesem Fall nicht groß genug, um die Bakterien mit der Zahnoberfläche in Kontakt zu bringen, so dass keine irreversible Adhäsion entstehen kann. Weiteren Einfluss auf die Adhäsion nehmen der pH-Wert der Suspension, deren Ionenstärke und makroskopische, sowie physiko-chemische Eigenschaften der beiden Oberflächen. Sie tragen entscheidend dazu bei, ob ein Mikroorganismus die Oberfläche erreichen kann oder nicht. In dieser Phase unterliegen die Bakterien noch immer der Brown'schen Molekularbewegung und können von der Oberfläche durch leichtes Abscheren oder durch ihre eigene Mobilität entfernt werden.

Um sich irreversibel an die Oberfläche binden zu können, müssen die Bakterien die Distanz, die bei der reversiblen Adhäsion zwischen ihnen und der zu besiedelnden Oberfläche besteht, überwinden (*Quirynen et al.* 1995).

Zu c) Nach der initialen Adhäsion folgt eine feste Verankerung zwischen Mikroorganismus und der Oberfläche durch spezifische Interaktionen wie z.B. kovalenten und ionischen Bindungen oder Wasserstoffbrückenbindungen. Des Weiteren trägt der direkte Kontakt oder eine Brückenbildung durch extrazelluläre, filamentöse Appendizes mit einer Länge von bis zu 10 nm zur Adhäsion bei. Diese Bindungen sind durch spezifische extrazelluläre Proteinkomponenten der Mikroorganismen sog. Adhäsine und durch komplementäre Rezeptoren an der Zahnoberfläche z.B. durch Pellicelmuzine initiiert und spezie-spezifisch (*Gibbons et al.* 1971, *van Houte* 1983, *Gibbons* 1980, 1984). Auch kollagene Strukturen auf der Wurzeloberfläche scheinen einige Bakterienarten an sich zu binden (*Naito et al.* 1988). Bestimmte mit Gingivitis assoziierte Neuraminidasen und Proteasen generieren Rezeptoren für gram-negative Organismen und verdrängen so Rezeptoren für benigne Mikroorganismen (*Loesche et al.* 1987).

Zu d) Wenn die fest anhaftenden Mikroorganismen anfangen sich zu vermehren und neue Bakterien an ihnen andocken, bilden sich neue Mikrokolonien und es entwickelt sich ein Biofilm. (Quirynen et al. 1995).

3. Phase

Die dritte Phase der Plaquebildung zeichnet sich in erster Linie durch die Veränderung der Bakterienflora aus. Das Pellicle wird rasch durch grampositive Mikroorganismen besiedelt, wie z.B. durch *Streptokokkus sanguis*, *Actinomyces* Spezies und pleomorphe Stäbchen (*Flores-de-Jacoby* et al. 1996). Ferner findet die Zunahme an Bakterienmasse durch die Multiplikation von bereits anhaftenden Mikroorganismen statt (*Brecx* et al. 1983). Dabei entstehen auch interbakterielle Bindungen wie z.B. die Maiskolben-Formation „corn cob formation“, bei der sich unter anderen Streptokokken an *Bacterionema matruchotii* (*Mouton* et al. 1980) oder *Actinomyces* Spezies (*Cisar* et al. 1982) anhaften. Als eine weitere Formation stellt sich die Reagenzglasbürsten-Formation „test tube brush formation“ dar, bestehend aus filamentösen Bakterien, denen sich gramnegative Stäbchen anlagern (*Listgarten* et al. 1976). Die zunehmende Schichtdicke der Plaque lässt in der Tiefe ein anaerobes Milieu entstehen, das eine Kolonisation von fakultativ und obligat anaeroben Bakterien ermöglicht (*Burton* 2000, *Müller* 2001a)

4. Phase

In der vierten Phase nimmt die Komplexität der Mikroflora durch das Auftreten von fusiformen Bakterien und Spirochäten zu (*Kelstrup* et al. 1974).

Wenn die Plaque weiter reift und sich zunehmend verdickt, ändern sich die Proportionen der bakteriellen Zusammensetzung, da ein Milieu geschaffen wird, welches anaerobe Bakterien begünstigt. Im Laufe der Plaqueentwicklung nimmt somit der Anteil grampositiver anaerober Bakterien zugunsten der gramnegativen, anaeroben Formen ab (*Ritz* 1967). Es entsteht ein komplexer Biofilm.

Dieser vierphasige Ablauf der Bakterienanlagerung kann insbesondere auf rauhen Zahnoberflächen, Zahnstein, d.h. bereits mineralisierter Plaque und anderen Retentionsstellen (z.B. Füllungsrän der, beschädigten Implantatoberflächen...) ungestört vonstatten gehen, da diese Oberflächen besser gegen Scherkräfte geschützt sind und sich die Bakterien somit der mechanischen Entfernung entziehen

(Quirynen et al. 1995). Daher ist es wichtig diese Plaqueprädelektionsstellen zu beseitigen, besonders auch den supra- und subgingivalen Zahnstein, der selbst zwar keine primäre Ursache destruktiver Parodontalerkrankungen darstellt, allerdings stets von vitaler Plaque bedeckt ist (Müller 2001b).

1.2. Pathogene Mechanismen der periimplantären Gewebsschädigung

Tierversuche haben gezeigt, dass die periimplantäre Gingiva und die natürliche, den Zahn umgebende Gingiva, viele Gemeinsamkeiten haben (Berglundh et al. 1991, 1992). Das Hauptunterscheidungsmerkmal zwischen den beiden Strukturen ist der Verlauf der kollagenen Fasern. In der Gingiva erstrecken sich die meisten Fasern vom Wurzelzement nach lateral und lateral-vertikal in die umgebenden Gewebe. In der periimplantären Gingiva hingegen verlaufen die meisten Fasern oberhalb des Alveolarknochenrandes und zwar vertikal und parallel zur Implantatoberfläche und zirkulär um das Implantat. Dies hat zur Folge, dass sich entzündliche Prozesse am Implantat weiter nach apikal ausbreiten als am natürlichen Zahn, wenn sie länger als drei Monate vorherrschen (Ericsson et al. 1992). Ansonsten haben Biopsien ähnliche entzündliche Infiltrate, in Bezug auf Größe, Lokalisation und Zusammensetzung um Zahn und Implantat gezeigt (Berglundh et al. 1992, Leonhardt et al. 1992). Tierversuche, Querschnitts- und Langzeitstudien am Menschen sowie Vergleichsstudien zeigen, dass die Periimplantitis eine Mikrobiologie aufweist, die mit derjenigen der Parodontitis vergleichbar ist, mit hohen Anteilen an anaeroben gramnegativen Stäbchen, beweglichen Organismen und Spirochäten (Hickey et al. 1991, Lindhe et al. 1992, Leonhardt et al. 1992, Schou et al. 1993, 1996, Lang et al. 1993, Akagawa et al. 1993, Ericsson et al. 1995, Tillmanns et al. 1997, Hanisch et al. 1997, Eke et al. 1998, Lang et al. 2000, Quirynen et al. 2002). Demzufolge gelten die nachfolgenden Betrachtungen sowohl für die Periimplantitis als auch die Parodontitis.

Plaque bzw. Bakterien können das periimplantäre Gewebe auf verschiedene Art und Weise schädigen. Einmal direkt durch Verletzung des Wirtsgewebes über die Freisetzung von Toxinen, Enzymen oder toxischen metabolischen Endprodukten (van Palenstein-Heldermann 1981, Slots et al. 1984, Taichmann et al. 1984).

Zum anderen indirekt über die Aktivierung der wirtseigenen Immunabwehr, woraus eine Gewebsschädigung resultieren kann (*Genco et al. 1984, van Dyk 1985*).

1.2.1. Direkte Toxizität

1.2.1.1. Durch Exotoxine

Exotoxine sind von den Bakterien produzierte Proteine, welche diese in ihre Umgebung abgeben, wo sie direkte Gewebsschäden verursachen (*Listgarten 1987*). Einige Exotoxine haben eine Affinität zu bestimmten Körperzellen wie z.B. Leukotoxin von *Actinobacillus actinomycetemcomitans* zu neutrophilen Granulozyten (PMN) und Monozyten (*Taichmann et al. 1980*) oder Epithelotoxine von *Porphyromonas gingivalis*, *Porphyromonas intermedius* und *Actinobacillus actinomycetemcomitans* zu Epithelzellen (*Slots et al. 1984, Taussig et al. 1984, Flores-de-Jacoby et al. 1996a, Renggli 1997*). *Baehni et al. (1977)* zeigten, dass PMN von Leukotoxin lysiert werden. Die dabei freiwerdenden Lysozyme der PMN verursachen eine zusätzliche Gewebeschädigung (*Müller 2001c*).

1.2.1.2. Durch Endotoxine

Endotoxine sind Lipopolysaccharide, die struktureller Bestandteil der Membran gramnegativer Mikroorganismen sind. Ihre Freisetzung erfolgt primär nach der Lyse der Bakterienzelle. Sie können aber auch durch die Bildung von Membranvesikeln freigesetzt werden (*Nowotny et al. 1982, Taussig et al. 1984, Renggli 1997*). Diese Tatsache lässt die strenge Unterscheidung von Exo- und Endotoxinen hinfällig werden. Endotoxine wirken auf verschiedene Art und Weise toxisch. Zum einen stimulieren sie die Aktivität der Osteoklasten und beschleunigen so den Knochenabbau (*Sterrett 1986*). Zum anderen können sie sich mit den Zellmembranen phagozytierender Zellen verbinden. Dadurch werden sie ins Zellinnere aufgenommen und provozieren die Phagozyten zur Abgabe von lysosomalen Enzymen, die ihrerseits das umliegende Gewebe zerstören. Die dabei entstehenden Peptide sind gefäßaktiv und wirken chemotaktisch auf PMN. Über diesen Mechanismus können Endotoxine eine gesteigerte Entzündungsreaktion verursachen, die zusätzlich nochmals durch Komplementaktivierung gefördert werden kann (*Roitt et al. 1983*). Endotoxine fungieren auch als Modulatoren für die

Bakterienzellaufnahme in Phagozyten, d.h. Endotoxine sind dazu in der Lage, die Phagozytose zu fördern oder zu hemmen, was von ihrer Konzentration abhängig ist (*Listgarten* 1987).

1.2.1.3. Durch Enzyme

Einige Mikroorganismen steigern ihre Pathogenität durch Infiltration des Wirtsgewebes (*Schroeder* 1983). Beispielsweise infiltriert *Actinobacillus actinomycetemcomitans* das Saume epithel und die Gingiva (*Flores-de-Jacoby* et al. 1996a). Es gibt Enzyme, sowohl von Bakterien als auch vom Wirt stammend, welche die bakterielle Gewebsspenetration durch den Abbau epithelialer Strukturen und die Zerstörung wirtseigener Abwehrproteine, wie z.B. Immunglobuline fördern (*Slots* 1984, *van Steenberg* et al. 1984, *Barthold* et al. 1984, *Toda* et al. 1984). Ein enzymatischer Abbau der epithelialen Interzellulärsubstanz durch Proteasen der Plaquemikroorganismen ist denkbar. Dadurch wird die beschleunigte Passage entzündungsfördernder Plaqueprodukte in tiefere Bindegewebsschichten ermöglicht. Verschiedenen Proteasen kann aufgrund von Labor- und Humanversuchen diese Fähigkeit zugeschrieben werden (*Renggli* 1997).

1.2.1.4. Durch Stoffwechselprodukte

Endprodukte des bakteriellen Metabolismus wie Ammoniak, Indol, Schwefelwasserstoff, Fettsäuren und Polyamine leiten die Gewebszerstörung ein oder fördern die Progression der parodontalen Läsion (*Fine* et al. 1986). Die Zusammensetzung der subgingivalen Mikroflora bestimmt signifikant die relative Toxizität dieser Abscheidungsprodukte. Einige dieser Stoffe können von manchen Bakterien weiterverwertet werden, während andere akkumulieren und toxische Konzentrationen für bestimmte Bakterienarten erreichen (*Carlsson* 1983). Lokale Veränderungen des pH-Wertes durch metabolische Produkte oder Veränderungen des Redoxpotentials haben ebenfalls Einfluss auf die bakterielle Coexistenz und auf Nachbargewebe (*Listgarten* 1987).

1.2.2. Indirekte Toxizität

1.2.2.1. Durch Einfluss auf die Wirtsabwehr

Einige bakterielle Enzyme wie z.B. Peroxidase und Katalase erlangen Bedeutung in der Neutralisation von sauerstoffabhängigen Abwehrmechanismen des wirtseigenen Immunsystems (*Carlsson* 1983). Die dadurch entstehende Sauerstoffarmut fördert das Aufkommen anaerober Keime, die besonders bei der fortgeschrittenen Parodontitis (*Renggli* 1997), sowie auch bei der fortgeschrittenen Periimplantitis zu finden sind (*Lang et al.* 2000, *Quirynen* 2002). Bakterielle Proteasen zerstören die funktionelle Aktivität humoraler Antikörper, die gegen bakterielle Antigene mit pathogener Bedeutung gerichtet sind. Werden PMN quantitativ oder qualitativ durch solche Stoffe verändert, ist die bakterielle Invasion ins parodontale bzw. periimplantäre Gewebe und dessen Destruktion erhöht. Des Weiteren steigert die Elimination von opsonisierenden Antikörpern durch Mikroorganismen deren schädlichen Einfluss aufgrund der daraus resultierenden Verminderung der Antikörperwirkung im infizierten Gewebe (*Listgarten* 1987).

1.2.2.2. Durch Einfluss auf Bakterienzellen

Stoffwechselprodukte von Mikroorganismen wie Fettsäuren, Wasserstoffperoxid u.a. haben auf bestimmte Bakterien einen negativen, auf andere einen positiven Effekt. Letztere vermehren sich und füllen die freiwerdenden ökologischen Nischen auf. So ist bekannt, dass *Actinobacillus actinomycetemcomitans* das Wachstum von *Streptococcus sanguis* unterdrückt, während *Streptococcus sanguis* seinerseits viele für das Parodontium pathogene Keime (*Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium nucleatum*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*) verdrängt (*Hillmann et al.* 1982, 1985). Solche bakteriellen Interaktionen sind bedeutsam bei der Besiedlung des Sulkus oder der Tasche durch Mikroorganismen.

1.2.2.3. Durch Einfluss auf das wirtseigene Immunsystem

Mikroorganismen können die Wirtsabwehr zum eigenen Vorteil untergraben oder die Wirts eigenen Entzündungsmechanismen, die primär gegen die ins Gewebe eindringenden Bakterien gerichtet sind, stimulieren und potenzieren. Die Entzündungsmechanismen tragen dann selbst zur Destruktion des Gewebes bei, obwohl sie in erster Linie der Verteidigung dienen (*Taichmann et al.* 1984).

1.3. Symptome der Periimplantitis

Nachdem die Pathogenitätsmechanismen der Bakterien auf das Wirtsgewebe beschrieben wurden, stellt sich die Frage, wie sich die verursachten Schäden klinisch äußern. *Lang et al.* und *Schou et al.* (1993) führten Tierstudien durch, in denen sie klinische Veränderungen nach ligaturinduzierter Plaqueanlagerung um Zähne und Implantate untersuchten. Sie stellten während einer achtmonatigen Untersuchungsphase einen Anstieg der Plaque- und Gingivaindices, der Sondierungstiefe sowie Attachmentverlust, um Zähne und Implantate gleichermaßen, fest. Radiologische Aufzeichnungen belegen eine Abnahme der Knochendichte und das Auftreten intraossärer Läsionen um Zähne und Implantate (*Lang et al.* 2000). Andere Studien zeigen zusätzlich eine Veränderung der subgingivalen Mikroflora mit Anstieg der Gesamtbakterienzahl.

Des Weiteren belegten sie eine Zunahme von *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia* und *Fusobacterium nucleatum* von anfangs 1% auf über 10%. Gleichzeitig zeigte sich eine Abnahme der Streptokokken von 40% auf 0.2% sowie der Gesamtkokkenzahl und ein dramatischer Rückgang beweglicher Organismen und Spirochäten. Die Anzahl gram-negativer anaerober Stäbchen nahm hingegen deutlich zu (*Quirynen et al.* 2003). Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sich die Symptome einer Periimplantitis wie folgt äußern:

- Zunahme an Plaque
- Anstieg der Gingivaindices
- Erhöhung der Sondierungstiefe
- Attachmentverlust
- Knochenabbau
- Veränderung der Mikroflora zugunsten gram-negativer Anaerobier

Eine Erhöhung des Lockerungsgrades ist nur in weit fortgeschrittenen Fällen feststellbar, da sich der Knochenverlust anfangs im koronalen Bereich abspielt und das Implantat klinisch stabil erscheint (*Lang et al.* 2000, *Sánchez-Garcés et al.* 2004).

1.4. Therapie der Periimplantitis

Die therapeutischen Resultate der Periimplantitistherapie unterstreichen die Rolle spezifischer Erreger in der Ätiologie dieser Infektion. Strategien mit dem Ziel die anaeroben Bakterien zu reduzieren, sei es durch mechanisches Säubern der Taschen und Implantatoberflächen oder durch lokal oder systemisch eingesetzte Antibiotika, verbessern die klinischen Bedingungen deutlich (*Ericsson et al. 1996, Mombelli et al. 1998, Esposito et al. 1999, Mombelli 1999*). Die Kombination von mechanischer Taschensäuberung und systemischer Gabe von Amoxicillin mit Metronidazol (*Ericsson et al. 1996*) oder die Applikation von Tetracyclinstreifen in die Taschen (*Flemmig 1994*) scheint viel versprechend zu sein. Für die mechanische Entfernung von Plaque und Zahnstein sollten Instrumente eingesetzt werden, die weicher sind als Titan, z.B. Plastikküretten oder Gummipolierer (*Speelmann et al. 1992, Meschenmoser et al. 1996, Mombelli et al. 1998*). Herkömmliche Stahlküretten oder Ultraschallinstrumente mit Stahlspitzen hinterlassen schwere Schäden an den Implantatoberflächen und fördern so die weitere Plaqueakkumulation (*Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990, Homiak et al. 1992, Matarasso et al. 1996, Meschenmoser et al. 1996, von Giese Brookshire et al. 1997, Augthun et al. 1998, Quirynen et al. 1990, 1993, 1994, 1995, 1996*).

2. Ziel der Studie

Ziel dieser Studie war es festzustellen, ob speziell beschichtete Implantatabutments weniger Schäden durch die Bearbeitung mit parodontologischen Oberflächenbearbeitungsinstrumenten während der Periimplantitistherapie aufweisen als unbeschichtete Abutments und somit weniger retentive Ansatzpunkte für Mikroorganismen bieten. Zu diesem Zwecke wurden in dieser Studie mit einer Niobbeschichtung und einer Tantalbeschichtung versehene Testkörper mit Stahlküretten, einem Ultraschallscaler und einem Laser bearbeitet und das Ergebnis mit dem von unbeschichteten Titanabutments verglichen.

3. Material und Methode

3.1. Instrumente

In der vorliegenden Studie wurden die im Folgenden beschriebenen Instrumente zur Oberflächenbearbeitung eingesetzt.

3.1.1. Küretten

Küretten sind Instrumente, die supra- und subgingival für Scaling und Wurzelglättung angewendet werden können. Ihr Hauptanwendungsgebiet liegt bei schwer zugänglichen Stellen in der Tiefe der Zahnfleischtaschen.

Bei den verwendeten Instrumenten handelt es sich um Stahlküretten zweier Anbieter. Zum einen um das Modell Gracey 7/8 der Firma Hu-Friedy®, Chicago, IL, USA und zum anderen um das Modell Gracey 7/8 der Firma Deppeler, Rolle, CH.

Bei der Gracey-Kürette ist nur die untere Kante, die um 60° bis 70° zur Längsachse des Arbeitsendes abgewinkelt ist, schneidend (Abb. 2). Deshalb gibt es doppelendige Formen, deren Arbeitsenden spiegelbildlich sind. Durch die einseitige Schneide ist es möglich, die Wurzeloberfläche zu bearbeiten ohne das umliegende Weichgewebe übermäßig zu schädigen.

Abb. 2: Gracey-Kürette 1/2

1: unterer Teil des Griffes, gerader Schaft und Arbeitsende

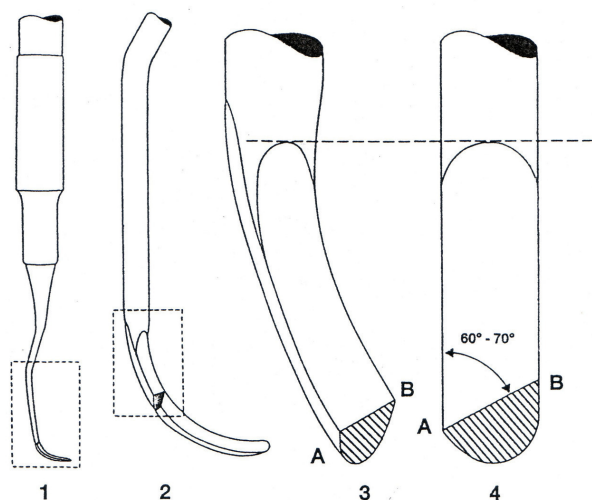
2: unterer Teil des Schaftes und Arbeitsende in Seitenansicht

3: Ausschnitt aus 2

A= schneidende Kante

B= stumpfe Kante

4: der Winkel der Fläche zwischen schneidender Kante und stumpfer Kante und der Vertikalen beträgt 60°-70°



aus: Lehrbuch der klinischen Parodontologie (*Mutschelknauss 2000*)

Die Küretten 7/8 verwendet man an den Lingual- und Bukkalflächen im Seitenzahnbereich (*Mutschelknauss 2000*).

Sie bestehen aus rostfreiem Stahl, dessen Zusammensetzung der DIN 17442 für rostbeständigen Stahl für medizinische Anwendungen entspricht. Die genauen Zusammensetzungen und Härteverfahren unterliegen dem Firmengeheimnis der Hersteller, jedoch sind in dem verwendeten Stahl, entsprechend der DIN 17442, neben Fe auch C, Si, Mn, P, S und Cr zu finden.

3.1.2. Ultraschallscaler

In der vorliegenden Studie wurde ein Piezo-ZEG SONOSOFT® Ultraschallscaler der Firma KaVo, Biberach mit SONICflex® Stahlaufsatz desselben Herstellers angewandt.

Zur Schwingungserzeugung wird der Piezoeffekt ausgenutzt. Der Begriff „piezo“ stammt aus dem Griechischen und bedeutet „drücken“. Durch mechanischen Druck an der Oberfläche bestimmter Festkörper, z.B. einem Quarzkristall, kann eine elektrische Ladung induziert werden. Durch diesen Druck wird eine Verschiebung des Kristallgitters und damit der Ladungszentren vorgenommen wodurch eine elektrische Spannung entsteht. Dies wird als piezoelektrischer Effekt bezeichnet. In der Folge zeigte sich, dass auch eine Umkehrung möglich ist. Durch das Anlegen einer elektrischen Spannung kommt es zu einer Verschiebung des Kristallgitters und damit zu einer Verformung im Nanometerbereich. Man bezeichnet dies auch als indirekten, inversen oder reziproken piezoelektrischen Effekt. In einem wechselnden elektrischen Feld kann ein Festkörper auf diese Weise zu Schwingungen, z.B. im Ultraschallbereich, angeregt werden (*Millesi 2008*). Die max. Frequenz des Piezo-ZEG SONOSOFT® Ultraschallscaler liegt bei 30 KHz.

Die Zusammensetzung der scalerförmigen Ultraschallspitze entspricht DIN 17442. Demnach setzt sich die Legierung des rostfreien Stahl aus Fe, Cr, C, Si, Mn, P und S zusammen. Die Spitze des Scalers ist abgerundet, um Verletzungen des Weichgewebes bei der Konkremententfernung zu minimieren (Abb. 3).

Abb. 3: Ultraschall-
scalerspitze



Die Schwingungsamplitude von 0,05 bis 0,07 mm verläuft horizontal der Längsachse der Spitze (Abb. 4).

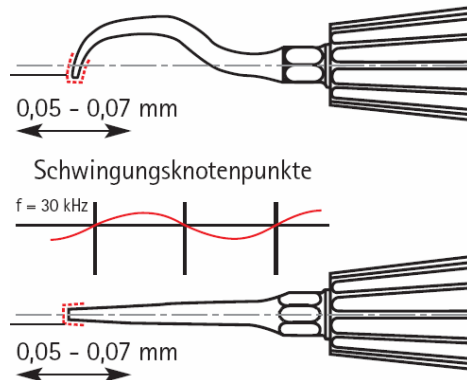


Abb. 4: Schwingungsmuster der Ultraschallspitze

3.1.3. Laser

Der Nd:YAG-Laser PulseMaster 1000® der Firma ADT, American Dental Technologies, Texas, USA wurde angewandt, um die Oberflächen zu bestrahlen. Das Wort "Laser" ist die Abkürzung für "**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation" (Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission) und bezieht sich auf die Art der Strahlenerzeugung.

Der erste Schritt zur Erzeugung von Laserstrahlung besteht in der Anregung eines Lasermediums durch Energiezufuhr, was als Pumpen bezeichnet wird. Als Lasermedium können sehr unterschiedliche Stoffe dienen. Verwendet werden Festkörper (z.B. ein Rubinkristall), Halbleiter, Flüssigkeiten (z.B. gelöste Farbstoffe) oder Gase (z.B. ein Gemisch aus Helium und Neon). Die Zufuhr der Anregungsenergie kann durch Blitzlampen, elektrische Gasentladungen, chemische Reaktionen oder einen anderen Laser erfolgen. Einige der angeregten Atome oder Moleküle des Lasermediums geben Photonen ab und gehen dabei wieder in den nichtangeregten Zustand über. Treffen diese Photonen auf andere Atome oder Moleküle im angeregten Zustand, so geben diese ebenfalls Photonen ab, die mit

den aufgetroffenen Photonen in Wellenlänge, Phase und Abstrahlrichtung exakt übereinstimmen. Diesen Vorgang nennt man stimulierte Emission. Um eine Verstärkung der Strahlung zu erreichen, lässt man den Vorgang in einem Resonator ablaufen, d.h. die Strahlung wird in einem Rohr an beiden Enden durch Spiegel reflektiert und durchläuft so das Lasermedium mehrmals. Bei jedem Durchgang werden weitere angeregte Atome oder Moleküle zur Abgabe von Photonen stimuliert. Voraussetzung dafür ist, dass die Länge des Resonators einem ganzzahligen Vielfachen der halben Wellenlänge entspricht. Einer der beiden Spiegel ist halbdurchlässig, so dass ein Teil der Strahlung das Lasermedium verlassen kann. Die austretende Laserstrahlung hat mehrere beachtliche Eigenschaften:

- Alle Laserstrahlen verlaufen in einem extrem parallelen, schmalen Bündel. Es gibt keine statistisch signifikanten Divergenzen oder Konvergenzen. Diese Eigenschaft der parallelen Laser-Energiewellen wird als Kollimation bezeichnet.
- Die Wellen sind sowohl zeitlich als auch räumlich "in Phase", d.h. sie schwingen, bildlich gesprochen, genau parallel im gleichen Takt. Diese Eigenschaft des Lasers nennt man Kohärenz.
- Das vom Laser emittierte Licht ist monochromatisch, d.h. alle Photonen weisen die gleiche Wellenlänge auf (*Daiber 2007*).

Die Abkürzung Nd:YAG steht für Neodymium:Yttrium-Aluminium-Garnet. Zur Strahlenerzeugung wird ein Yttrium-Aluminium-Garnet-Kristall, der mit Neodymium dotiert ist genutzt. Dieser Laser hat eine Wellenlänge von 1064 nm, liegt damit im infraroten Spektralbereich und sein emittiertes Licht ist für das menschliche Auge nicht sichtbar. Deshalb arbeitet diese Laserart mit einem Neon-Helium-Ziellaser.

Ein großer Vorteil der Nd:YAG-Laser ist die Möglichkeit, das Laserlicht über optische Lichtleiter in die Mundhöhle zu bringen. Der Einsatz in der Mundhöhle benötigt also einen geringeren technischen Aufwand. Auch können Lichtleiter verschiedener Durchmesser problemlos an ein und dasselbe Gerät angeschlossen werden. Wir verwendeten ausschließlich die 320µm-Faser zur Bestrahlung der Proben. Eine Besonderheit dieses Lasers ist, dass er nicht elektronisch gepulst, sondern ein so genannter "free running pulse" Laser ist. Der Laserstrahl wird dabei solange

aufrechterhalten, bis ein gewünschter Effekt im Zielmedium erreicht ist. Ein gepulster Einsatz ist jedoch möglich und wurde in dieser Studie auch angewandt.

3.2. Probenherstellung und Probenbearbeitung

In dieser Studie wurde die Oberflächenrauigkeit verschiedener Implantat-abutmentoberflächen nach der Bearbeitung mit in der Parodontologie üblichen Oberflächenbearbeitungsinstrumenten untersucht. Die untersuchten Abutmentoberflächen bestanden aus reinem Titan (Ti) Grad 4, das zum einen mit Niob (Nb) und zum anderen mit Tantal (Ta) beschichtet wurde. Die Proben wurden von der Firma O.M.T. (Lübeck) hergestellt. Das Herstellungsverfahren obliegt dem Firmengeheimnis und kann hier nicht näher erläutert werden. Die Proben haben die Form eines hohlen Zylinders mit runder Grundfläche, einen Außendurchmesser von 5 mm und eine Höhe von 10 mm (Abb. 5).



Abb. 5: Niobprobe

Die Bearbeitung der Oberflächen erfolgte mittels der oben beschriebenen Stahlküretten, dem Ultraschallscaler und dem Nd:YAG-Laser. Alle Instrumente wurden nach Empfehlungen der Hersteller angewandt.

Die Instrumente wurden zur Versuchsdurchführung an einem mit Gewichten ausbalancierten Hebelarm befestigt, über welchen sich die Arbeitsbelastung variieren ließ (Abb. 6). Dieses Gerät wurde bereits von *Mengel* et al. (1998, 2004) angewandt und von uns in soweit modifiziert, als es auf einer Sandfläche installiert wurde, um Einflüsse durch äußere Vibrationen, die die Einstellung der Arbeitsbelastung an der Instrumentenspitze merklich beeinflussten, auszuschließen. Dies bewirkte zwar eine gewisse Dämpfung der Umgebungsvibrationen, konnte sie jedoch nicht in dem Maße absorbieren, dass sie den Versuchsaufbau unbeeinflusst

gelassen hätten. Deshalb wurde der Versuchsaufbau auf einem Schwingungen absorbierenden Tisch aufgebaut, was sich als sehr viel effektiver erwies. Die Arbeitsbelastung an der Instrumentenspitze wurde mit Hilfe einer feinen Waage, auf die die Instrumentenspitze Druck ausübte, vor jeder Versuchsdurchführung neu eingestellt. Die Testkörper wurden auf einem verschiebbaren Schlitten montiert, der fest unter der jeweiligen Instrumentenspitze angebracht war. Dieser Aufbau gewährleistete eine standardisierte Durchführung der Versuche (Abb. 6).

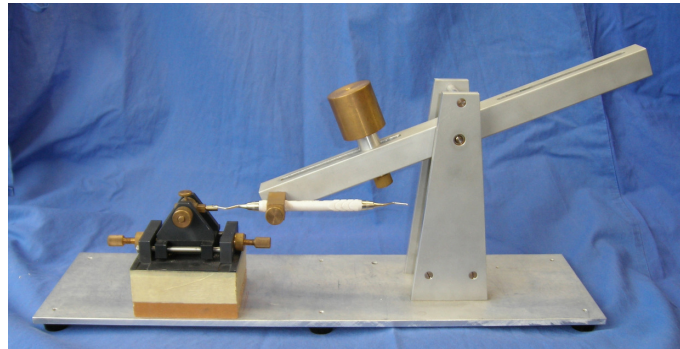


Abb. 6: Versuchsaufbau

Die an der Instrumentenspitze bzw. Schneide gemessene Arbeitsbelastung der Küretten betrug bei den Instrumenten der Firma Hu-Friedy® jeweils 40 g, 50 g, 200 g, 400 g, 600 g, 800 g, 1000 g, 1500 g, 2000 g und 2500 g und bei denen der Firma Deppeler 40 g, 400 g, 800 g und 1500 g.

Das Ultraschallgerät wurde mit einem Arbeitsdruck von 100, 200, 400 und 800 g und einer Frequenz von 160000 Hz und 300000 Hz, jeweils mit und ohne Wasser angewandt.

Mit dieser Konfiguration wurden fünf Arbeitszüge pro Versuch auf der Testkörperoberfläche bei fünf bis sechs Versuchen pro Testkörper durchgeführt.

Der Einsatz des Nd:YAG-Laser variierte zwischen einer dynamischen und statischen Anwendung. Bei beiden Anwendungen befand sich der Laser in einem Abstand von ca. 1 mm über dem Testkörper. Bei der statischen Anwendung wurde der Laserstrahl während des gesamten Versuches auf einen Punkt konzentriert. Bei der dynamischen Anwendung wurde der Testkörper so unter dem Laserstrahl hin und her bewegt, dass seine Energie auf einen Bereich von ca. 4 mm Länge verteilt wurde.

Der Lasereinsatz erfolgte:

- mit einer Impulsrate von 15 pps in Kombination mit einer Energie von 100 mj, 200 mj und 320 mj

und

- einer Impulsrate von 100 pps in Kombination mit einer Energie von 30 mj, 60 mj, und 100 mj.

Dabei betrug die Bestrahlungszeit jeweils fünf Sekunden. Vor jedem Versuch wurde die Strahlenenergie des Lasers mit einem speziellen Messgerät (Gerät: Nova, Fa BFI Optilas, Diezenbach) an der Instrumentenspitze gemessen, da diese durch den Verschleiß der Spitze nach einer gewissen Zeit abfiel. War dies der Fall, so wurde die Spitze neu angeschnitten, um korrekte Energiewerte zu bekommen.

Insgesamt wurden 535 Versuche an 99 Testkörpern durchgeführt. Die jeweilige Hülse wurde mit einer Nummer versehen, die mittels eines elektrischen Griffels in die geschlossene Kopfseite der Hülse eingraviert wurde, um so die Bearbeitungsparameter der jeweiligen Probe eindeutig zuordnen zu können. Des Weiteren wurde für jede Versuchsfläche eine Kerbe in die Kopfseite der Hülse graviert, um auch den einzelnen Versuchsflächen die jeweiligen Parameter zuordnen zu können. Dabei wurde die Kerbe für den jeweils ersten Versuch immer in zwölf Uhr Position zur Hülsenzahl angelegt und die weiteren Versuchsnummern den weiteren Kerben, die kürzer sind als die des ersten Versuches, im Uhrzeigersinn zugeordnet (Abb.7).



Abb. 7: Markierung der Hülsen
Nr. 30 und 40

Die Proben wurden zur Reinigung vor der weiteren Untersuchung eine Minute lang in ein alkoholisches Ultraschallbad eingelegt und danach Luft getrocknet.

Die Auswertung der Proben erfolgte mittels:

- a) Auflichtmikroskopie
- b) Rasterelektronenmikroskopie (REM)
- c) Energiedispersive Spektroskopie / Energy Dispersive X-ray spectroscopy (EDS/EDX)
- d) Rasterkraftmikroskopie / Atomic Force Microscope (RFM/AFM)
- e) Hommel Tester T1000
- f) Vickershärtemessgerät

3.3. Lichtmikroskopie

Das Lichtmikroskop ermöglicht, ein Objekt durch optische Abbildung mit Linsen zu vergrößern. Das vom Objekt kommende Licht wird durch eine Kombination von mindestens zwei Linsensystemen, dem Objektiv und dem Okular, optisch abgebildet. Dabei bildet zunächst das Objektiv das Objekt in ein reales Zwischenbild ab, welches durch das Okular analog zur Lupe vergrößert betrachtet wird. Die Objektive sind in der Regel wechselbar, so dass die Vergrößerung der jeweiligen Aufgabenstellung angepasst wird.

Man unterscheidet die Durchlichtmikroskopie, bei der das Objekt transparent oder sehr dünn ist und von der dem Objektiv abgewandten Seite beleuchtet wird, und die Auflichtmikroskopie. Bei dieser wird durch Beleuchtung von der dem Objektiv zugewandten Seite die Oberfläche des Objekts untersucht. Bei der Auf- und Durchlichtmikroskopie unterscheidet man außer der normalen Hellfeldmikroskopie die Dunkelfeldmikroskopie und die Phasenkontrastmikroskopie (*Hartmann 2006*).

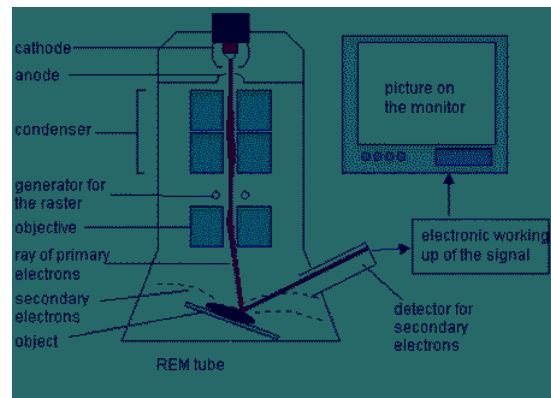
In dieser Studie wurde jeder Testkörper zunächst mit dem Auflichtmikroskop, das an einen Computer angeschlossen war, untersucht. Es wurden Bilder der Oberflächen gefertigt um grobe Schäden an der Oberfläche zu erkennen.

3.4. Rasterelektronenmikroskopie (REM)

Die wichtigsten Bestandteile eines Rasterelektronenmikroskops sind:

- eine Elektronenquelle zur Erzeugung der Elektronen
- magnetische Linsen, die den Elektronenstrahl auf das Objekt fokussieren und
- der Detektor (Abb.8)

Abb. 8: Aufbau eines Rasterelektronenmikroskops



Im oberen Teil der Vakuumsäule befindet sich die Elektronenquelle. Sie besteht aus einem haarnadelförmig ausgezogenen Wolframdraht, der durch Glühemission Elektronen in seine Umgebung emittiert, wenn er von Strom durchflossen wird. Diese Elektronen werden im Wehnelt-Zylinder (Kathode) fokussiert und durch die zwischen dem Wehnelt-Zylinder und der Anode anliegende Beschleunigungsspannung von 20 bis 150 kV beschleunigt. Das Rasterelektronenmikroskop tastet die Objektoberfläche in einem Raster ab. Hierbei wird ein gebündelter Elektronenstrahl über die Probe geführt, bis diese vollkommen erfasst ist. Dadurch können die auftreffenden Elektronen direkt von der Objektoberfläche gestreut werden, oder die Emission von Sekundärelektronen aus der Probenoberfläche bewirken. Ein auf den Detektor treffendes Elektron wird durch ein elektrisches Feld beschleunigt und trifft auf einen Leuchtstoff, den es zum Leuchten bringt. Ein Photomultiplier zählt die so aufflackernden Lichtblitze. Jeder abgetastete Punkt der Probe entspricht einem Pixel auf einem Fernsehbildschirm. Je mehr Elektronen der Zähler für einen Punkt feststellt, desto heller wird der Pixel am Bildschirm. So lässt sich jeder Punkt der Probenoberfläche als Helldunkelwert erfassen, wobei Farbbilder aber nicht möglich sind (Kurz 2004).

In der vorliegenden Studie wurden alle Proben mit dem REM untersucht, wobei Übersichts- und Detailaufnahmen der bearbeiteten und unbearbeiteten Oberflächen

angefertigt wurden. Durch dieses Vorgehen sollten eventuelle Beschädigungen der Oberflächen durch die Bearbeitung mit den Pa-Instrumenten erkannt werden. Zu diesem Zweck wurden die Bilder der unbearbeiteten Hülzen mit denjenigen der bearbeiteten Hülzen verglichen.

3.5. Energiedispersive Röntgenspektroskopie (EDS/EDX)

Wenn ein Elektron der Probe durch ein Strahlelektron des Elektronenmikroskops aus einem Probenatom herausgeschlagen wird, entsteht eine Lücke in einer inneren Schale der Elektronenhülle. Diese Lücke wiederum wird durch ein Elektron aus einer Schale höherer Energie aufgefüllt. Die dabei freiwerdende Energie, die aus der Energiedifferenz der beiden Elektronen aus verschiedenen Schalen resultiert, kann dann in Form von Röntgenstrahlung emittiert werden. Der Nachweis der Röntgenstrahlung erlaubt es, die Existenz, die Menge und die Verteilung von Elementen in der Probe zu bestimmen. Ein EDS-Detektor, der an eine REM-Säule angeschlossen ist, erfasst diese einfallende Röntgenstrahlung (Abb. 9). Die gemessene Energie der erzeugten Röntgenstrahlung ist dabei für ein Element charakteristisch. In einem Spektrum können so alle in dem untersuchten Bereich auftretenden Elemente bestimmt werden (Kurz 2004).

In der vorliegenden Studie wurde die EDX dazu verwandt, Materialrückstände der Hygieneinstrumente auf der Probenoberfläche nachzuweisen und ggf. das Durchbrechen der Beschichtungen durch die Bearbeitung mit den Instrumenten zu belegen, wenn dies durch das REM oder Lichtmikroskop nicht eindeutig gelang.

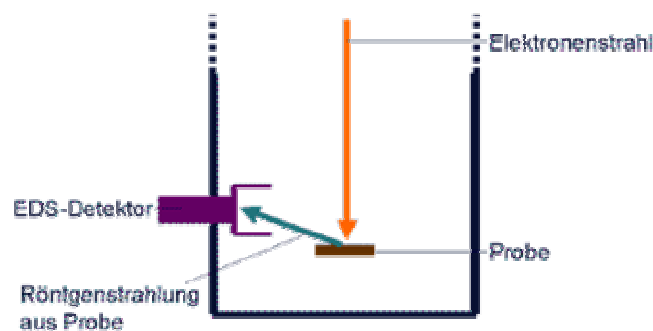


Abb.9: EDX-Detektor in einem Rasterelektronenmikroskop

3.6. Rasterkraftmikroskopie (RFM/AFM)

Das RFM ist ähnlich aufgebaut wie ein Oberflächenprofilometer. Eine Blattfeder, an deren Ende sich eine sehr feine Spitze befindet, wird piezoelektrisch über eine Keramik, die sich nach Anlegen einer elektrischen Spannung ausdehnt, über die Probe geführt und diese dadurch Zeile für Zeile abgerastert.

Die pyramidenförmigen Spitzen bestehen aus Silizium oder Siliziumnitrit, sind etwa 1 Mikrometer dick und haben eine Kantenlänge von nur wenigen Mikrometern.

Die Auslenkung der Blattfeder wird über die sog. Lichtzeigermethode gemessen. Dazu wird ein Laserstrahl über die Blattfeder in eine zweigeteilte Photodiode reflektiert. Durch Verbiegung der Feder wird der Laserstrahl verschoben und die Segmente der Photodiode nicht mehr gleichmäßig beleuchtet. Die Differenz der so entstehenden Photoströme wird gemessen und somit die Verbiegung der Blattfeder bzw. die Vertikalbewegung der Messspitze errechnet. Durch dieses Vorgehen können vertikale Auslenkungen der Spitze im Bereich von 0,1 nm gemessen werden. Als Messmethoden sind der „Nicht-Kontakt-Modus“ und der „Tapping Modus“ zu nennen. Letzterer wurde in dieser Arbeit angewandt. Beim „Nicht-Kontakt-Modus“ schwingt die Feder in einem Abstand von ca. 10 nm über der Probenoberfläche. Dabei kommt es im unteren Umkehrpunkt der Schwingung zu einer Wechselwirkung zwischen Probenoberfläche und Messspitze, was eine messbare Änderung von Schwingungsfrequenz und Schwingungsamplitude zur Folge hat.

Im „Tapping-Modus“ schwingt die Feder ebenfalls über der Probenoberfläche, berührt diese aber im unteren Bereich der Schwingung. Durch diesen Kontakt ändern sich Resonanzfrequenz und Schwingungsamplitude der Feder messbar, wodurch Informationen über die Oberflächenbeschaffenheit geliefert werden (*Drobek 2001, Weize 2003*).

In der vorliegenden Studie wurden einige der Proben mit dem AFM untersucht, um Beschädigungen an der Oberfläche feststellen und dreidimensional darstellen zu können. Es konnten nicht alle Proben mit diesem Gerät untersucht werden, weil die Tiefe der auf den Oberflächen vorhandenen Schäden teilweise so groß war, dass sie den Messbereich des AFM überschritt. Außerdem erschwerte die Oberflächengeometrie der Proben die Justierung des Gerätes.

3.7. Rauheitsmessung mit dem Hommel Tester T-1000

Mit dem Hommel Tester T-1000 wurden Oberflächenprofil und Oberflächenrauigkeit der Proben gemessen, um eine Veränderung der Rauigkeit und damit eine Beschädigung der Oberfläche feststellen zu können. Es handelt sich dabei vom Prinzip her um ein ähnliches Verfahren wie bei dem AFM, jedoch steht hier ein größerer Messbereich zur Verfügung. Dieses Verfahren wurde bei allen Testkörpern angewandt, um vergleichbare Daten zu gewinnen.

Der Hommel Tester T-1000 ist ein Bezugsebenentaster und arbeitet im sog. Tastschnittverfahren. Dieser Vorgang ist mit dem Tonabnehmerprinzip eines Plattenspielers vergleichbar. Eine Diamantspitze mit dem Radius von $5\text{ }\mu\text{m}$ und einem Spitzenwinkel von 90° wird dabei quer über die Werkstückoberfläche gezogen und ihre senkrechte Auslenkung in ein elektrisches Signal umgewandelt und digitalisiert (Abb. 10a, 10b).



Abb.10a und 10b: Bezugsebenentaster

Bezugsebenentaster arbeiten zu einer starren Bezugsebene. Dabei wird nicht nur die Oberflächenrauheit gemessen, wie es bei Gleitkufentastern der Fall ist, sondern auch die Form und die Welligkeit des Werkstückes erfasst und als W-Profil dargestellt. D.h., das Oberflächenprofil kann im Querschnitt dargestellt werden (Abb. 11). Des Weiteren wird ein Rauheitsprofil (R-Profil) der Oberfläche aufgezeichnet. Hier lassen sich auch kleine Schäden sehr gut erkennen (Abb. 12).

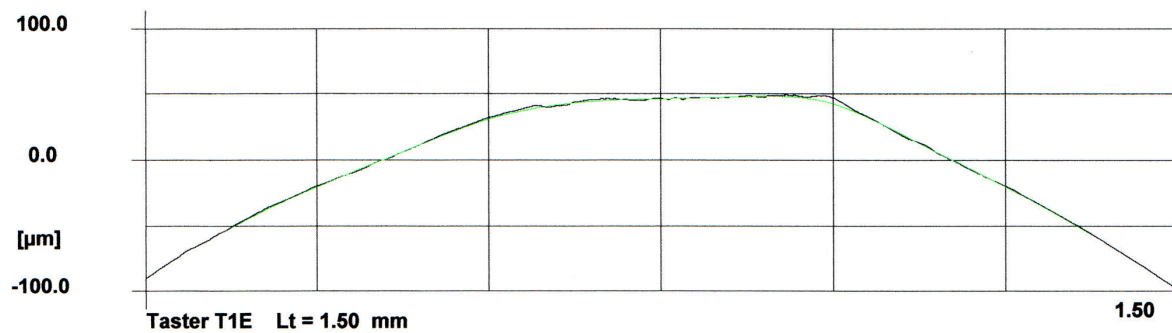


Abb. 11: Welligkeitsprofil, W-Profil einer bearbeiteten Oberfläche

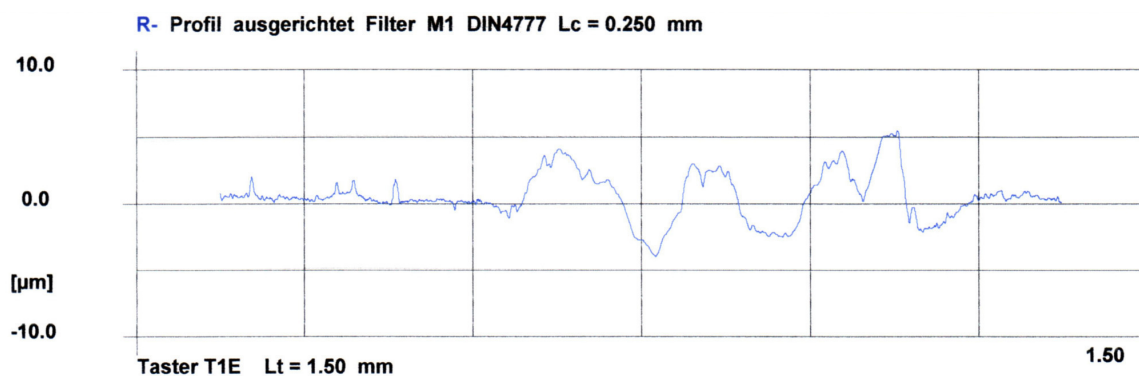


Abb. 12: Rauheitsprofil, R-Profil einer bearbeiteten Oberfläche

Folgende Parameter wurden im Rahmen diese Studie mit dem Tester erhoben:

- R_{\max} : Maximale Rauhtiefe nach DIN 4768
- R_z : Gemittelte Rauhtiefe nach DIN 4768
- R_a : Arithmetischer Mittenrauhwert nach DIN 4768
- R_t : Rauhtiefe nach DIN 4762/1 (1960), wird heute durch R_z ersetzt.
- R_k : Kernrauhtiefe nach DIN 4776
- R_{pk} : Reduzierte Spitzenhöhe nach DIN 4776

Zur Ermittlung von R_z und R_{\max} wird das gefilterte Profil in fünf gleiche Strecken unterteilt, die die Länge der Grenzwellenlänge aufweisen (Abb. 13). In unserem Fall beträgt die Grenzwellenlänge 0,25 mm und die Gesamttaststrecke eine Länge von 1,5 mm, da die Messgeräte einen Vor- und Nachlauf von einer halben Grenzwellenlänge benötigen. Die Gesamtmessstrecke beträgt also 1,25 mm.

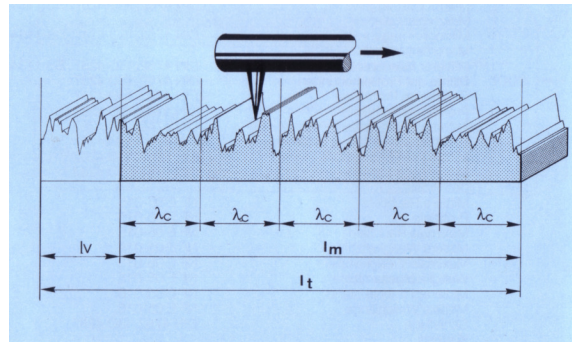


Abb. 13: Zerlegung der Teststrecke in Abschnitte

Aus jedem Teilstück wird der maximale Wert (z_i) entnommen, und das arithmetische Mittel aus Z_1 bis Z_5 gebildet (Abb. 14).

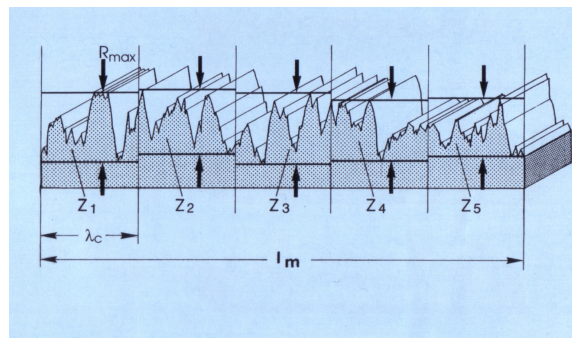


Abb. 14: Ableitung der Parameter R_z und R_{max}

Der größte Wert von Z_1 bis Z_5 wird als R_{max} bezeichnet. R_{max} ist der größte Abstand von der höchsten Spitze bis zur tiefsten Riefe.

R_a ist die mittlere Abweichung des Profils von der Mittellinie.

R_k ist die Kernrauhtiefe und stellt den Bereich des Profils dar, der die größte Zunahme des Materials über eine bestimmte Tiefe aufweist. Diese wird über eine sog. Abbottkurve ermittelt. Eine Sekante AB mit der Länge 40% der %-Achse wird an dieser Kurve so lange verschoben, bis sie die geringste Neigung hat und in dieser Lage bis C bzw. D verlängert. Die Höhe zwischen C und D wird als Kernrauhtiefe bezeichnet (Abb. 15).

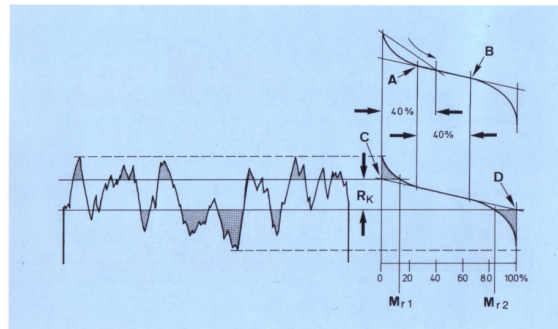


Abb. 15: Ableitung von R_k

Die unter der Abbottkurve entstandene Spitzenfläche wird in ein flächengleiches Dreieck mit der Seitenlänge $0 - M_{r1}$ verwandelt (Abb. 16).

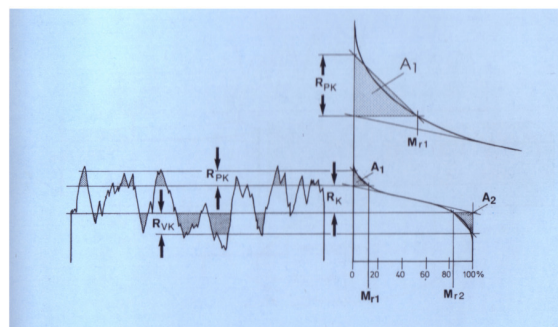


Abb. 16: Ableitung des Parameters R_{pk}

Die Höhe dieses Dreiecks wird als reduzierte Spitzenhöhe R_{pk} bezeichnet (Rometsch et al. 1993a).

In der vorliegenden Studie wurde mit dem Tester die Oberfläche senkrecht zur Bearbeitungsspur abgetastet. Dies geschah mit allen Proben. Bei den mit dem Laser bearbeiteten Oberflächen wurde nur die dynamisch bearbeitete Fläche abgetastet, da die Schäden im statischen Bereich so groß waren, dass sie mit dem Tester nicht erfasst werden konnten. Um die Änderung der Rauheitswerte der einzelnen Proben zu vergleichen, wurden die Parameter R_z und R_{max} herangezogen. Als Filter wurde ein phasenkorrekter Filter nach DIN 4777 angewandt. Außerdem wurden Rauheitsprofile dargestellt, um Oberflächenveränderungen zu verdeutlichen.

3.8. Vickers-Härtemessung

Bei der Durchführung der Vickers-Härtemessung wird ein Diamant-Eindringkörper in Form einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem festgelegten Winkel (136°) zwischen den gegenüberliegenden Flächen in die Oberfläche einer Probe eingedrückt (Abb. 17 und 18). Die Längen der Diagonalen des Eindrucks (d), der nach Rücknahme der Prüfkraft (K) auf der Prüffläche entsteht, werden gemessen. Die Vickers-Härte (HV) ist proportional dem Quotienten aus der Prüfkraft und der Oberfläche des Eindrucks, der als gerade Pyramide mit quadratischer Grundfläche und gleichem Winkel wie der Eindringkörper angenommen wird (Marxkors et al. 1993).

$$HV = 1,8544 \cdot K / d^2 \text{ [Kraft/mm}^2\text{]}$$

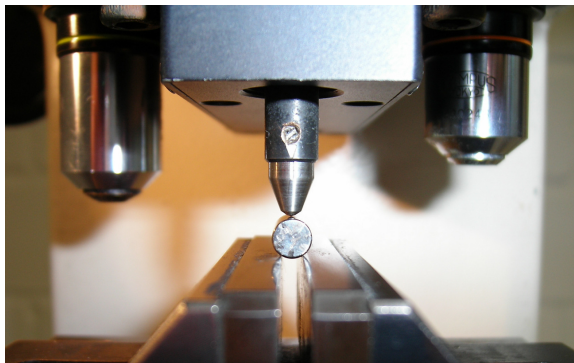


Abb. 17: Diamantspitze auf Probe

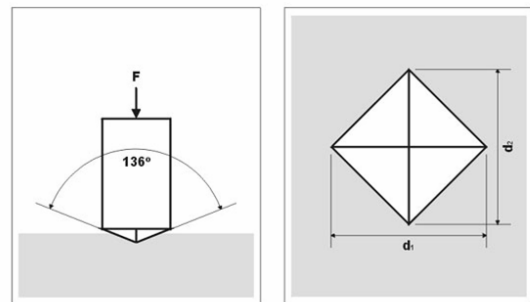


Abb. 18: Schematische Darstellung der Messung und der Impression

Das Vickershärte-Prüfverfahren ist in DIN EN ISO 6507-1 festgelegt und für plane Oberflächen entwickelt worden. Grundvoraussetzung für eine korrekte Messung sind u.a. ein senkrecht und stoßfreies Aufbringen der Prüfkraft auf den Prüfkörper und das Einhalten eines Mindestabstandes von 2,5 mal der Diagonallänge zwischen der Mitte des Prüfeindrucks und des Probenrandes.

Bei einer Probe mit gekrümmter Oberfläche ist es jedoch nur bedingt möglich die Prüfspitze senkrecht zur Oberfläche aufzubringen. Es ist nicht möglich, den Seitenabstand von 2,5 mal der Diagonallänge einzuhalten, da die Oberfläche gekrümmt ist. Daraus resultiert, dass der Eindruck der Prüfspitze nicht gleichmäßig,

sondern seitenverzerrt mit unterschiedlichen Kantenlängen abgebildet wird. Hierdurch ist nur ein ungefähre, keinesfalls ein exakter Härtewert ablesbar.

Da es sich bei dem Prüfkörper in dieser Studie aber um einen zylinderförmigen handelt, dessen Härte auf der gekrümmten Oberfläche gemessen wurde, sind die Ergebnisse lediglich untereinander vergleichbar. Sie entsprechen keinesfalls den wirklichen, absoluten Härtewerten für das jeweilige Material und sind somit nicht mit diesen vergleichbar, sondern nur untereinander in Relation zu setzen.

In der vorliegenden Studie wurden jeweils zehn Messungen mit jeder Oberflächenart durchgeführt, um einen eventuellen Zusammenhang zwischen dem Grad der Oberflächenbeschädigung und der Oberflächenhärte herstellen zu können.

3.9. Statistisches Vorgehen

Zur Überprüfung wissenschaftlicher Vermutungen werden statistische Hypothesen aufgestellt. Sie sind bei Gruppenvergleichen meist so formuliert, dass das Ziel des Anwenders das Ablehnen der Hypothese ist. Als Signifikanzniveau (Fehler 1. Art, Fehlerwahrscheinlichkeit oder p-Wert) wird diejenige Wahrscheinlichkeit bezeichnet, mit der man irrtümlich eine richtige Hypothese ablehnt. Will man einen Fehler beim Ablehnen der Hypothese gering halten, so sollte diese Wahrscheinlichkeit klein sein. Als übliche Schranken gelten $\alpha=0,05$ und $\alpha=0,01$. In der vorliegenden Arbeit wurde mit einem Signifikanzniveau von 5% gearbeitet. Da bei den meisten Testverfahren vorausgesetzt wird, dass die Daten normalverteilt sind, wird diese Voraussetzung als erste mit dem von Lilliefors modifizierten Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Je nachdem, ob die Hypothese der Normalverteilung der Daten angenommen wird oder nicht, können parametrische Tests oder nicht-parametrische (Rang-) Tests durchgeführt werden.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten metrischen Variablen sind normalverteilt. Es kommen demzufolge parametrische Verfahren zum Testen von Hypothesen zur Anwendung.

Da mehrere Faktoren (z.B. Material, Druck, Energie) pro Parameter getestet wurden, wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse für die einzelnen Parameter durchgeführt. Wird ein signifikanter Haupteffekt beobachtet, so werden durch Anschluss tests nach Tukey voneinander signifikant unterschiedliche („homogene“) Untergruppen gesucht.

Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren werden angezeigt. Im Profildiagramm dieser beiden Faktoren bedeuten signifikante Wechselwirkungen, dass die Profile nicht parallel verlaufen, dass also die Differenzen der Mittelwerte von Faktorgruppe zu Faktorgruppe variieren.

Eine Varianzanalyse mit einem Faktor wird auch kurz als F-Test bezeichnet, hat der Faktor nur zwei Ausprägungen, so wird der Test zum einfachen t-Test der Varianzanalyse.

Testentscheidungen mit p-Werten zwischen 0,05 und 0,01 werden als signifikant bezeichnet, Werte kleiner als 0,01 als hochsignifikant.

In der vorliegenden Studie wurde für jede Oberfläche (Titan, Tantal, Niob) und jeden Parameter (Rmax; Rz; Ra; Rt; Rk; Rpk) eine mehrfaktorielle Varianzanalyse gerechnet. Bei der Stahl- und Deppelerkürette wurde das Ergebnis des Tests auf signifikante Einflüsse der Wechselwirkungen dokumentiert. Beim Ultraschall wurden signifikante zweifaktorielle Wechselwirkungen grafisch dargestellt. Der Faktor Instrument (Stahl-, Deppelerkürette, Ultraschall) wurde bei vergleichbaren Daten (Druck 400; 800) untersucht.

Für den Vergleich der Instrumente wurden nur die vergleichbaren Daten (Druck 400 und 800 g) verwendet. Die drei Instrumente wurden für diese Daten mit F-Tests auf Gruppenunterschiede getestet.

Für jede Oberfläche (Ta, Ti, Nb) wurden für jeden Parameter die behandelten gegen die unbehandelten Hülsen mit dem F-Test getestet.

Die statistischen Analysen wurden mit der Statistiksoftware SPSS © durchgeführt (Hartung 1989, Hartung 1992).

4. Ergebnisse

4.1. Vergleich der unbearbeiteten Titan-, Niob-, und Tantaloberflächen miteinander

Der Vergleich der unbehandelten Oberflächen im Rasterelektronenmikroskop (REM) lässt einen deutlichen Unterschied in der Rauheit der drei Oberflächen erkennen.

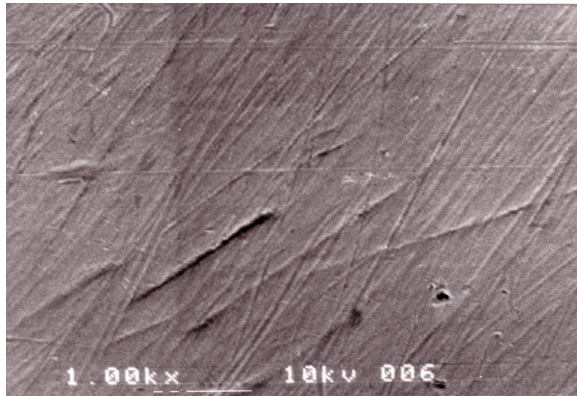


Abb. 19: Titanoberfläche unbehandelt, REM 1000-fach

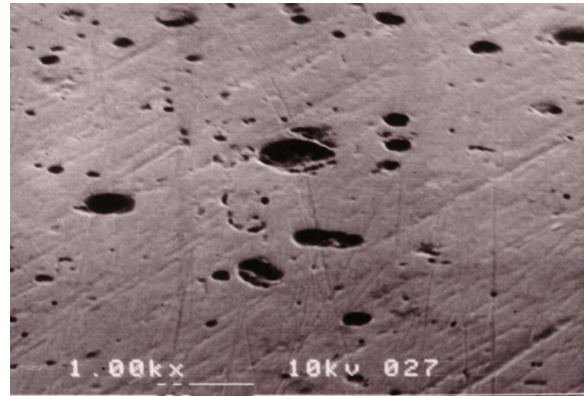


Abb. 20: Nioboberfläche unbehandelt, REM1000-fach

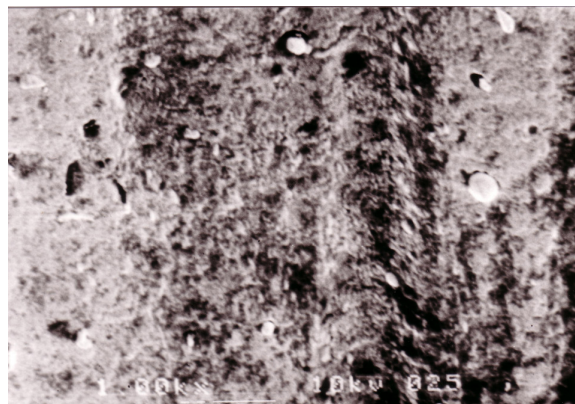
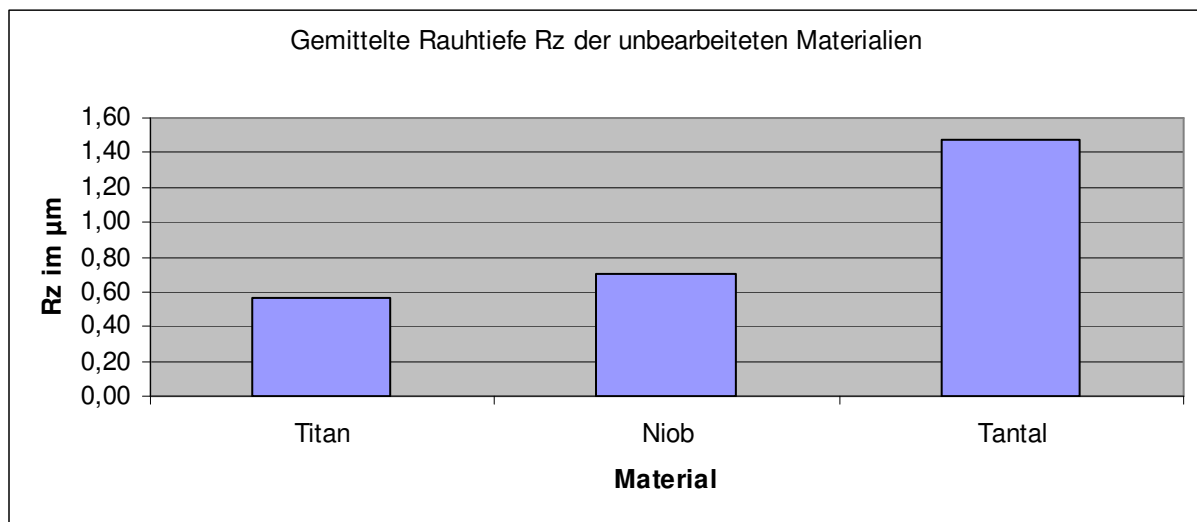


Abb. 21: Tantaloberfläche unbehandelt, REM 1000-fach

Auf der Titanoberfläche (Abb. 19) sind herstellungsbedingte Drehspuren zu sehen, die sich über die gesamte Oberfläche erstrecken. Selbige Spuren sind auch auf der Niobbeschichtung (Abb. 20) nachzuvollziehen, jedoch sind hier zusätzlich Löcher in der Oberfläche zu erkennen, die durch das Herausbrechen kleinster Legierungskugeln bei der Herstellung entstehen. Die Tantaloberfläche (Abb. 21) ist im Vergleich zu den beiden anderen Oberflächen völlig unregelmäßig strukturiert und weist Erhebungen und Vertiefungen auf, die auf eine vergleichsweise hohe Rauheit schließen lassen.

Die profilometrische Untersuchung bestätigt dieses Ergebnis (Diag.1, Abb.22-24). Sie ergibt für die Titanoberfläche eine gemittelte Rauhtiefe R_z von $0,56 \pm 0,09 \mu\text{m}$, für die Nioboberfläche eine R_z von $0,7 \pm 0,14 \mu\text{m}$ und für die Tantaloberfläche eine R_z von $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$. Somit ist die Rauhtiefe der Tantaloberfläche um 262 % höher als die der Titanoberfläche und 210 % höher als die der Nioboberfläche.



Diag. 1: gemittelte Rauhtiefe der unbearbeiteten Oberflächen

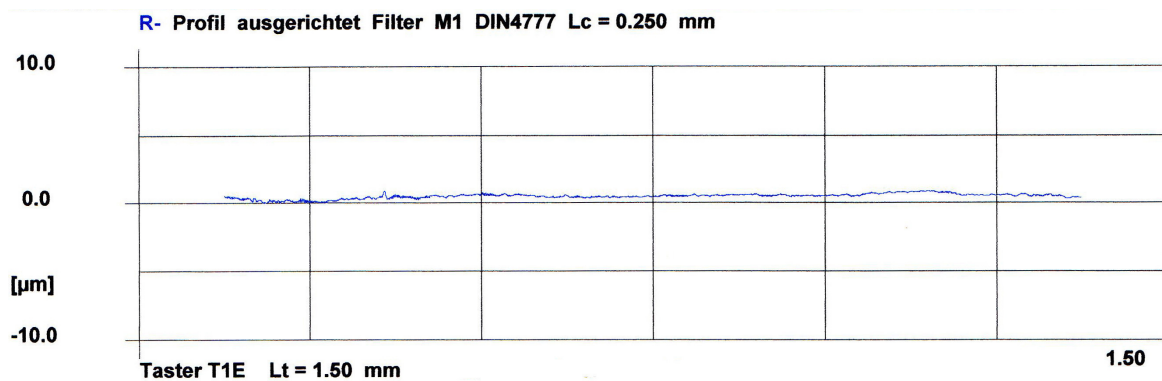


Abb. 22: R-Profil Titan bei $R_z 0,55 \mu\text{m}$

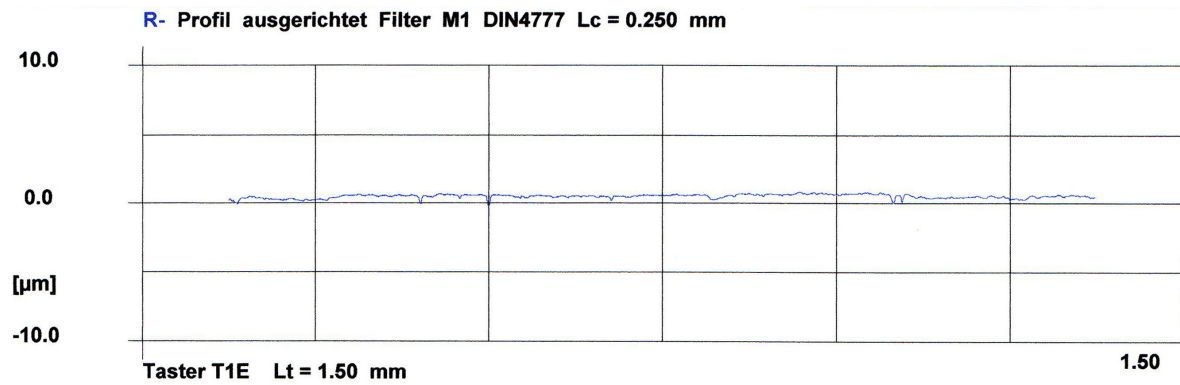


Abb. 23: R-Profil Niob bei Rz 0.71 µm

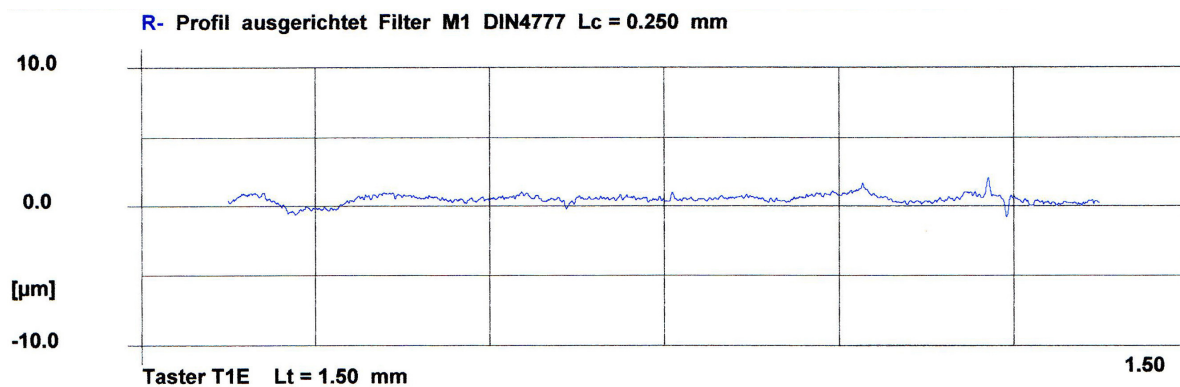


Abb. 24: R-Profil Tantal bei Rz 1,64 µm

Die unterschiedliche Rauigkeit der Oberflächen lässt sich ebenfalls mit dem Rasterkraftmikroskop erkennen. In Abb. 25a/b sind die Oberflächen einer unbeschichteten und unbearbeiteten Titanhülse abgebildet.

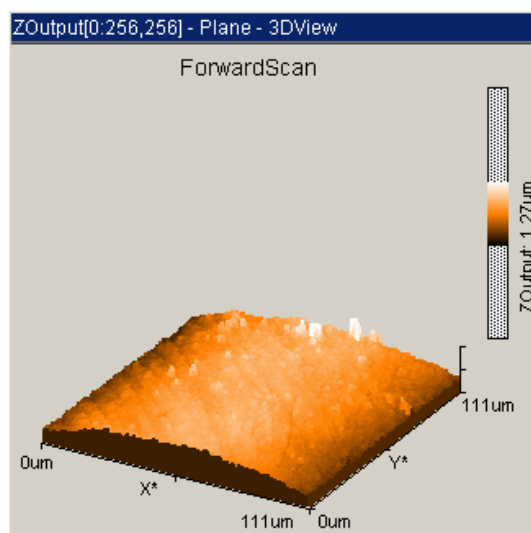


Abb. 25a: Unbearbeitete Titan-
oberfläche, 3D-Darstellung

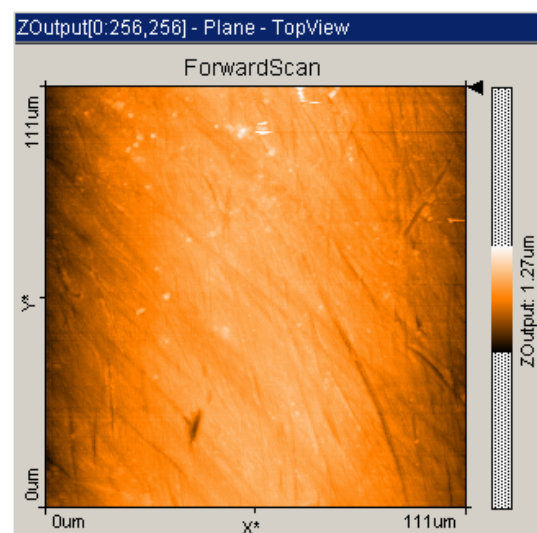


Abb. 25b: Unbearbeitete Titan-
oberfläche, Aufsicht

Sie ist als homogene, glatte Oberfläche zu erkennen, aus der lediglich einzelne Spitzen nach oben heraus ragen. In Abb. 26a/b zeigt sich die unbearbeitete Nioboberfläche ebenfalls als eine homogene, glatte Oberfläche, in der sich einzelne Vertiefungen als dunkle Stellen in der 3D-Darstellung und in der Aufsicht darstellen.

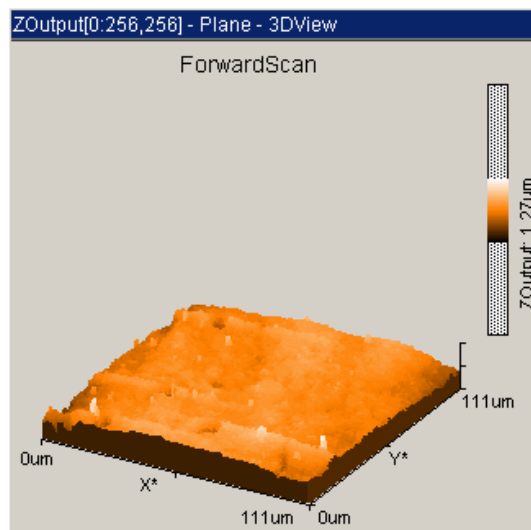


Abb. 26a: Unbearbeitete Nioboberfläche, 3D-Darstellung

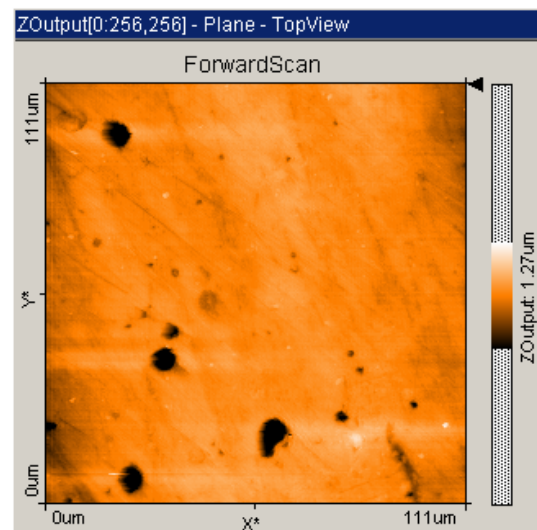


Abb. 26b: Unbearbeitete Nioboberfläche, Aufsicht

Im Gegensatz zu den beiden oben gezeigten Oberflächen ist in Abb. 27a/b eine stark zerklüftete, inhomogene Oberfläche mit Erhebungen und Vertiefungen zu erkennen. Hierbei handelt es sich um die unbearbeitete Tantaloberfläche. Die deutlich höhere Rauigkeit der Tantaloberfläche im Vergleich zu einer Titan- oder Nioboberfläche ist unverkennbar.

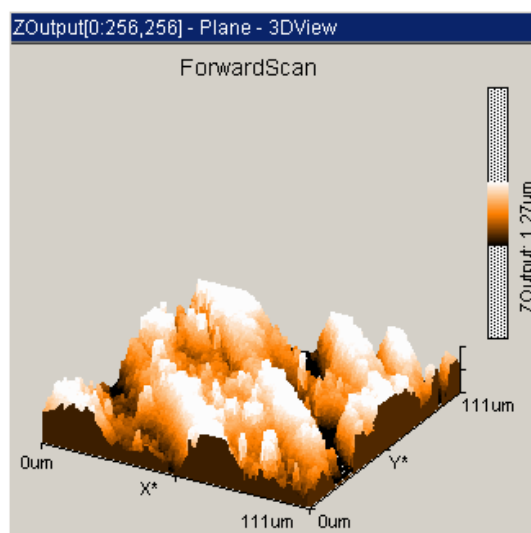


Abb. 27a: Unbearbeitete Tantaloberfläche, 3D-Darstellung

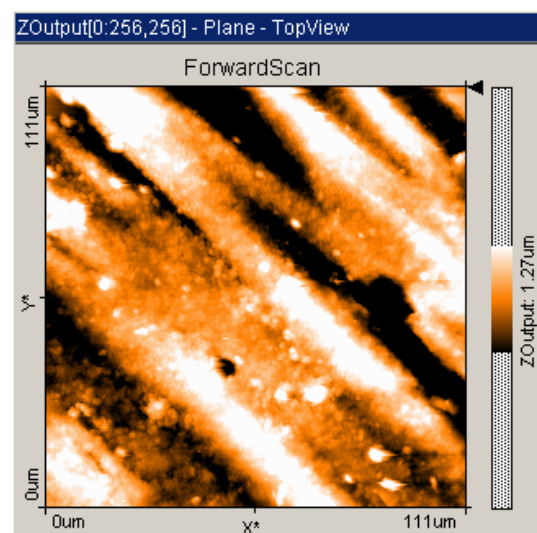


Abb. 27b: Unbearbeitete Tantaloberfläche, Aufsicht

4.2. Hu-Friedy®-Stahlküretten

4.2.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten

Bei der Bearbeitung der Titanoberfläche mit Stahlküretten der Firma Hu-Friedy® zeigt sich bereits bei einer Arbeitsbelastung von 40 g eine Beschädigung der Oberfläche. Diese Beschädigung ist im REM-Bild und im Auflichtmikroskop als ein „feiner Kratzer“ erkennbar (Abb.28, 29).

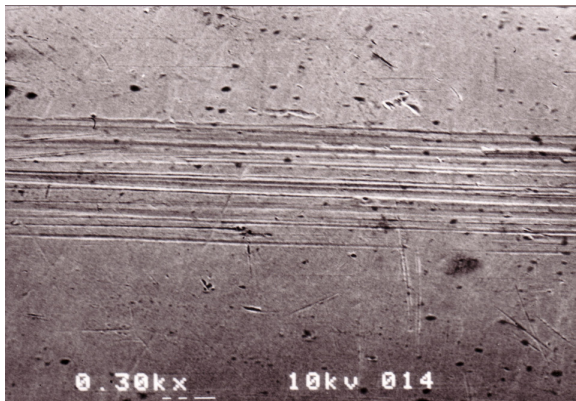


Abb. 28: Titanoberfläche Kürette 40 g, REM 300-fach

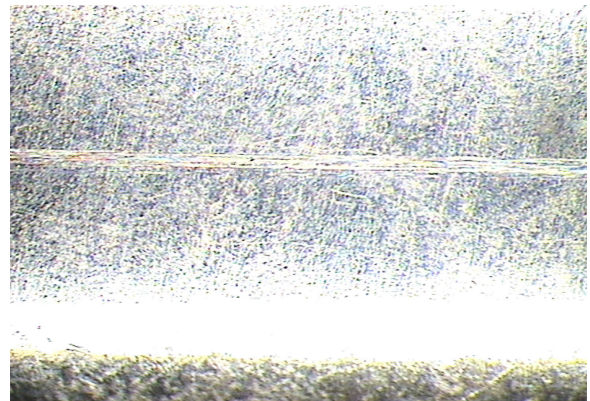


Abb. 29: Titanoberfläche Kürette 40 g, Auflichtmikroskop

Die Beschädigung der Oberfläche ist im Rasterkraftmikroskop ebenfalls nachweisbar, was aus den Abbildungen 30 a und b zu entnehmen ist.

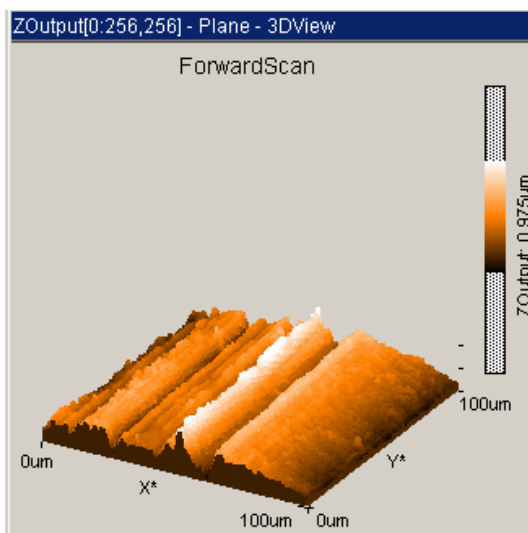


Abb. 30: Titan Kürette 40 g, 3D-Darstellung

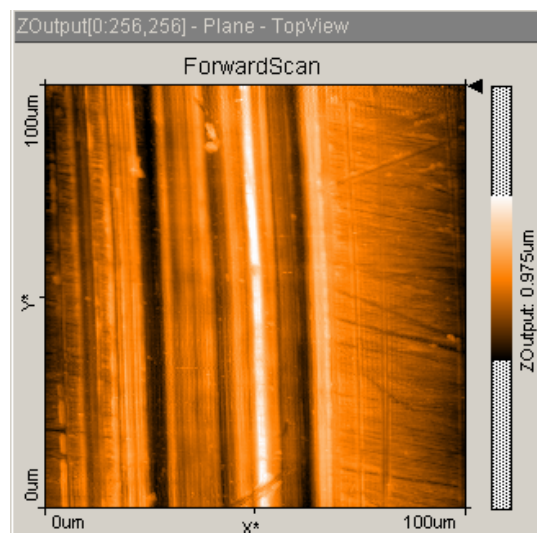


Abb. 30b: Titan Kürette 40 g, Aufsicht

Die EDX-Untersuchung zeigt, dass es sich bei den Spuren auf den Hülzen nicht um Rückstände der Küretten oder andere Verunreinigungen handelt, sondern um eine Beschädigung (Abb. 31, 32).

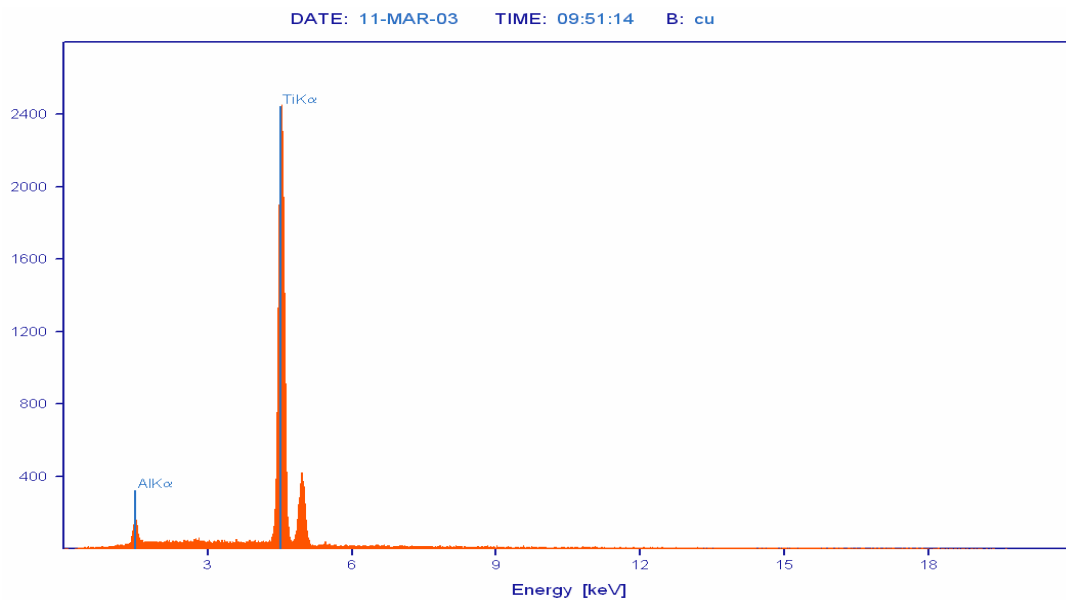


Abb. 31: EDX-Protokoll, Kürette auf Titan

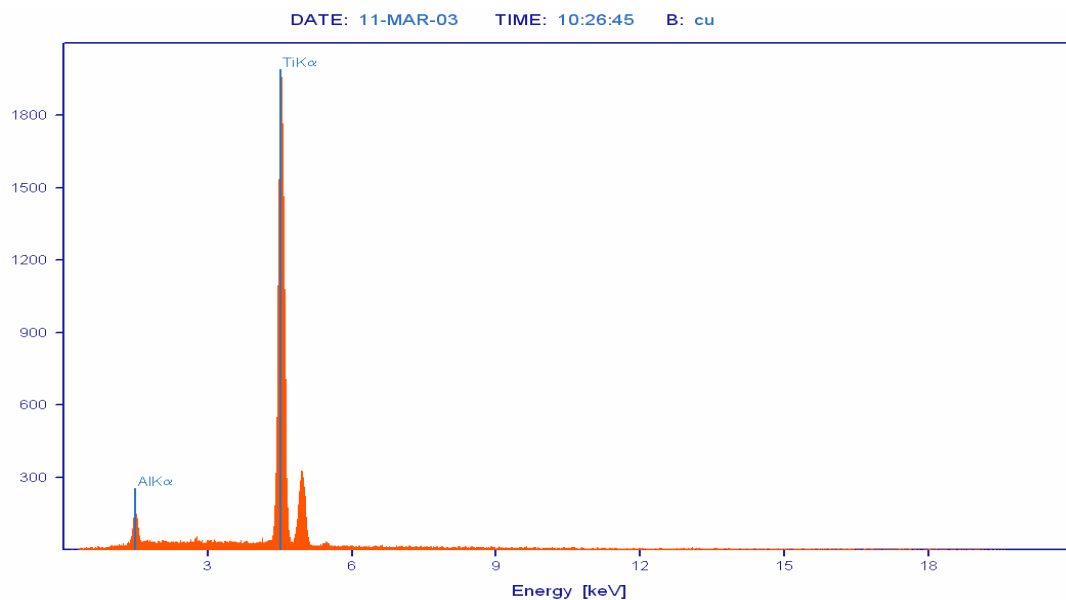
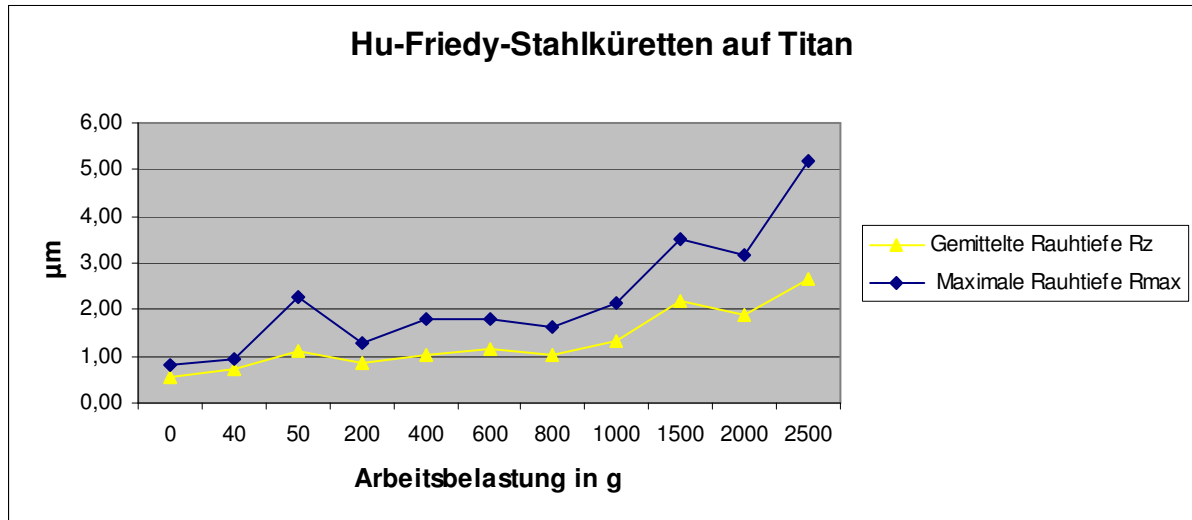


Abb. 32: EDX-Protokoll, Kürette auf Titan

Die Rauheitsuntersuchung mit dem Bezugsebenentaster ergab, dass die Rauheit der Oberfläche mit steigender Arbeitsbelastung zunimmt. Die gemittelte Rauhtiefe R_z stieg von einem Anfangswert von $0,56 \mu\text{m}$ bei einer unbearbeiteten Oberfläche auf $2,64 \pm 0,82 \mu\text{m}$ bei einer Oberfläche, die mit einer Arbeitsbelastung von 2500 g

bearbeitet wurde (Diag. 2). Dies entspricht einer Steigerung der Rauheit um 371%. Die maximale Rauhtiefe R_{\max} stieg sogar von ursprünglich $0,83 \pm 0,24 \mu\text{m}$ auf $5,18 \pm 1,14 \mu\text{m}$ und somit um 524% an.



Diag. 2: Änderung von R_z und R_{\max} bei steigender Arbeitsbelastung

Mit dem AFM und dem Hommel Tester lässt sich eine Auffälligkeit nachweisen. Die bearbeiteten Hülsen zeigen, dass sich die Ränder der bearbeiteten Flächen deutlich nach „oben“ gebogen haben. Sie gehen dem zur Folge nicht fließend in die unbearbeitete Fläche über sondern ragen über diese hinaus und zeigen im Querschnitt ein u-förmiges Profil (Abb. 33-36).

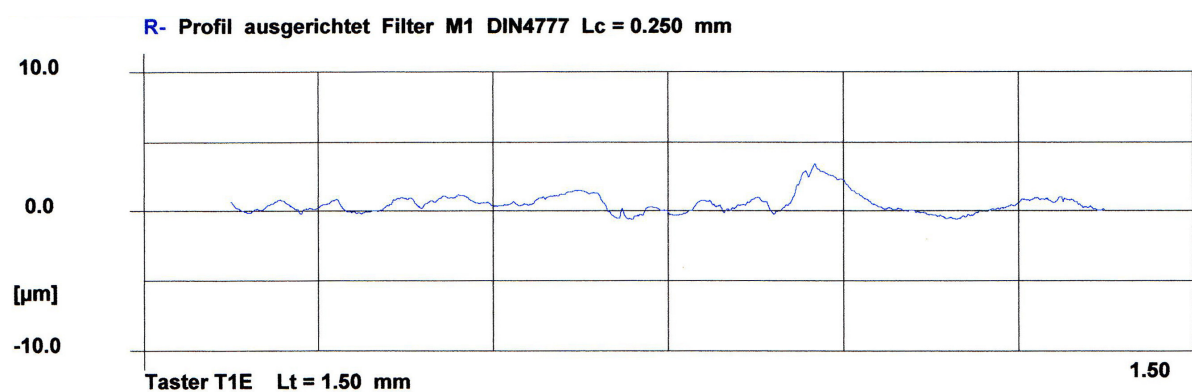


Abb. 33: R-Profil einer Titanprobe mit u-förmigem Querschnitt des Oberflächenschadens

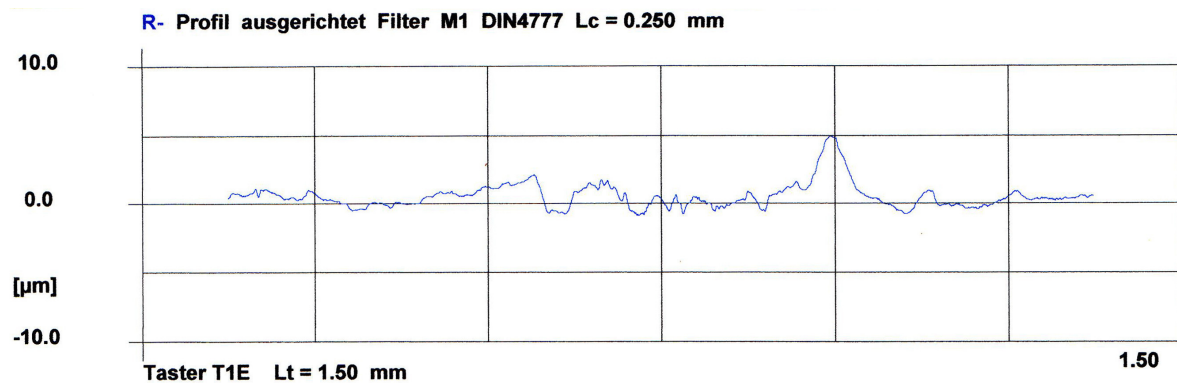


Abb. 34: R-Profil einer Titanprobe mit u-förmigem Querschnitt des
Oberflächenschadens

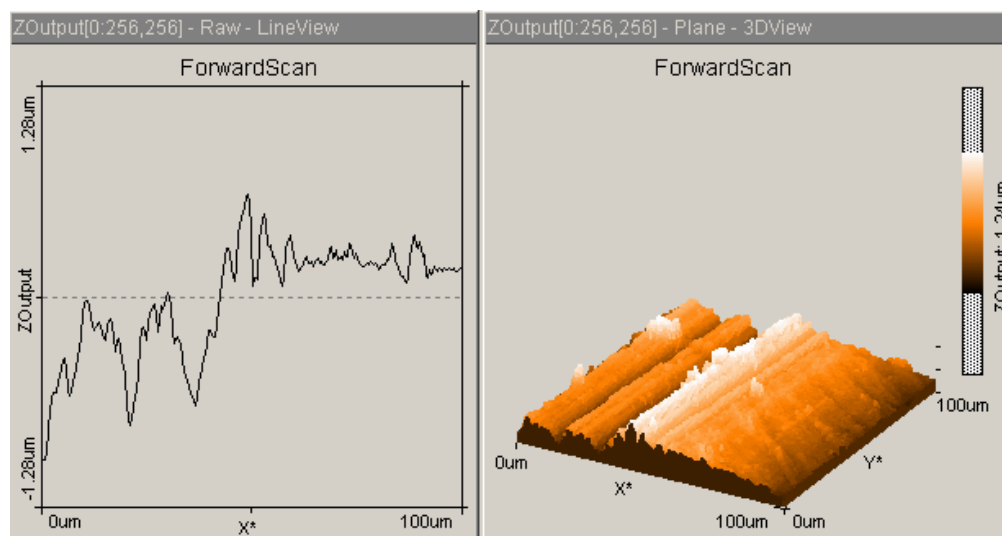


Abb. 35: AFM-3D-Darstellung des Schadens auf Titan mit halbem, u-förmigen Profil

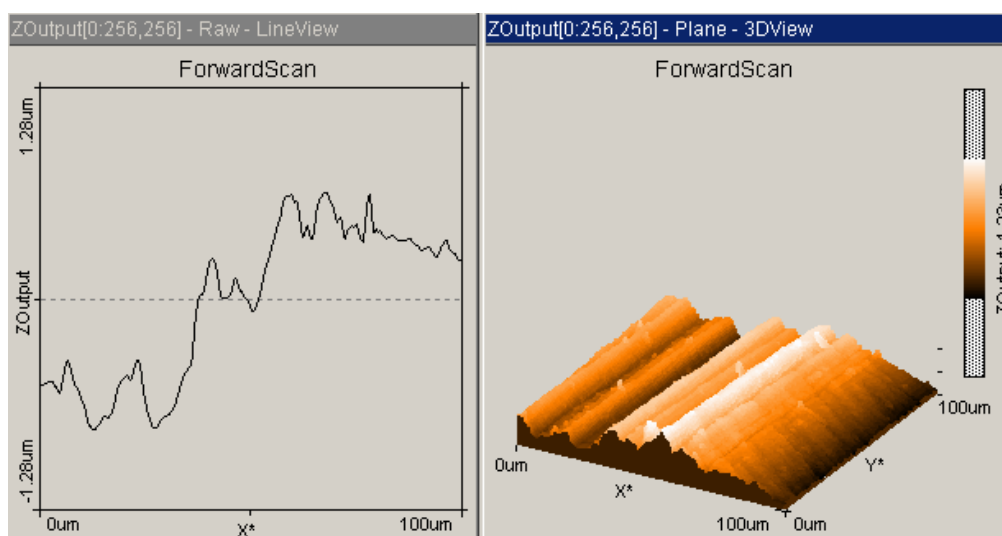


Abb. 36: AFM-3D-Darstellung des Schadens auf Titan mit halbem, u-förmigen Profil

An den Enden der bearbeiteten Flächen ist deutlich erkennbar, dass die Oberfläche von der Kürette abgeschabt wurde. Dort sind Aufwerfungen des Materials zu beobachten. Das Material wurde unter Spanbildung von der Oberfläche abgetragen. Außerdem ist zu erkennen, dass das Ausmaß der Beschädigung bzw. die Tiefe und Breite des Kratzers mit zunehmender Arbeitsbelastung ansteigt (Abb. 37-39).

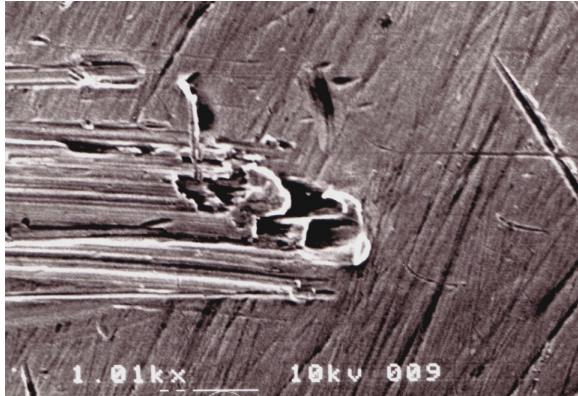


Abb. 37: Titanoberfläche Kürette 50 g, REM 1001-fach

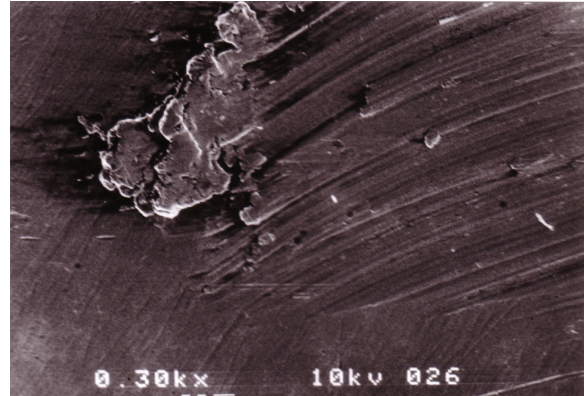


Abb. 38: Titanoberfläche Kürette 400 g, REM 300-fach

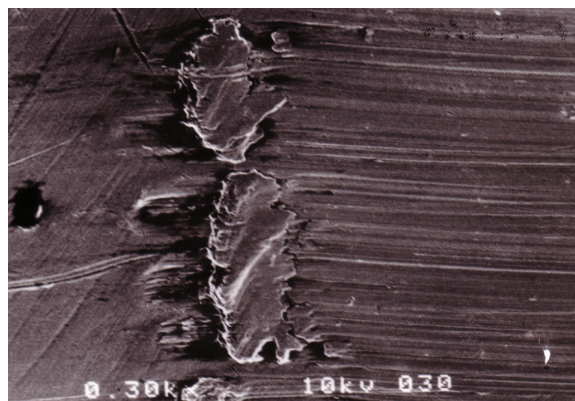


Abb. 39: Titanoberfläche Kürette 800 g, REM 300-fach

Die beschriebene Entwicklung ist auch im Lichtmikroskop zu beobachten. Abbildung 40a und 40b zeigen einen Span am Ende der Versuchsfläche, der mit der Hülse noch in Verbindung steht.

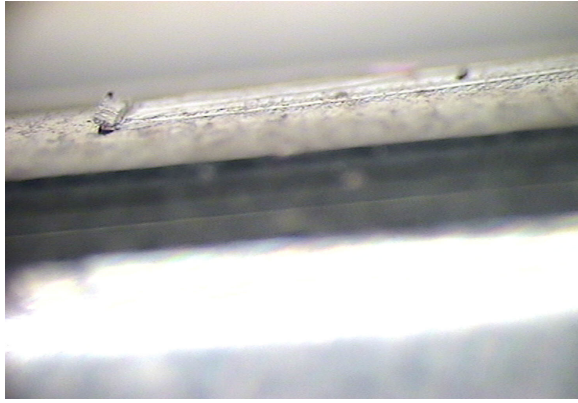


Abb. 40a: Titanoberfläche Kürette, Auflichtmikroskop

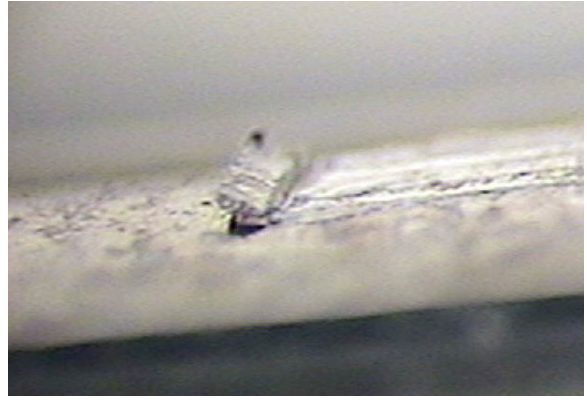


Abb. 40b: Titanoberfläche Kürette, Auflichtmikroskop

Dass die Spuren mit zunehmender Arbeitsbelastung an Breite zunehmen, ist im lichtmikroskopischen Bild besonders gut zu erkennen (Abb. 41-44).

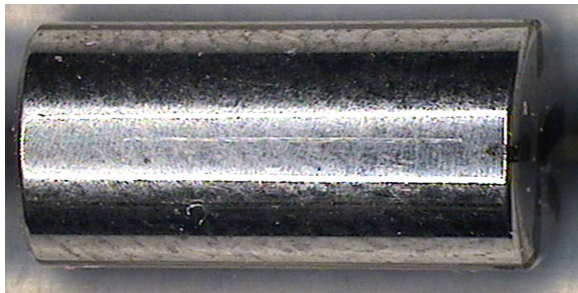


Abb. 41: Titanoberfläche Kürette 40 g, Auflichtmikroskop

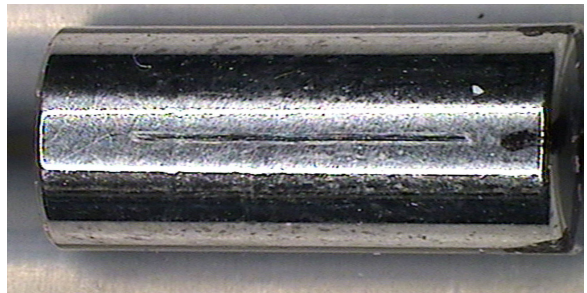


Abb. 42: Titanoberfläche Kürette 400 g, Auflichtmikroskop

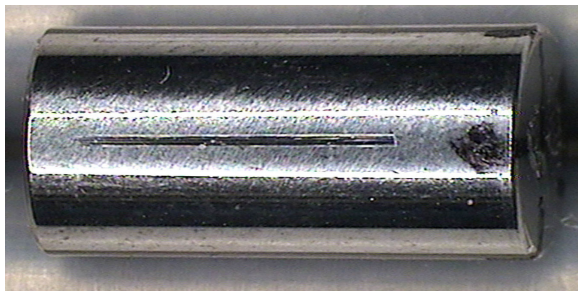


Abb. 43: Titanoberfläche Kürette 800 g, Auflichtmikroskop

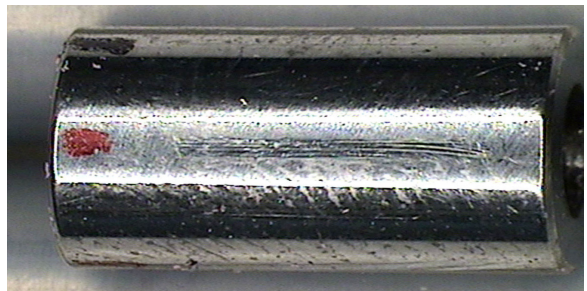


Abb. 44: Titanoberfläche Kürette 2500 g, Auflichtmikroskop

Bei hohen Arbeitsbelastungen entsteht das Phänomen, dass sich die Küretten unter dem hohen Druck leicht aufdehnen. Sie verkrallen sich stellenweise kurzzeitig im Material und schnellen dann wieder nach vorne, wodurch sie eine wellenförmige Spur auf den Hülsen hinterlassen (Abb. 45-47).

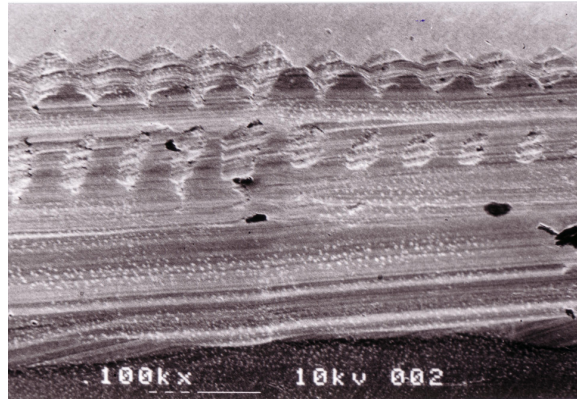


Abb. 45: Wellenspur durch springende Kürette, Arbeitsbelastung 2500 g,
REM 100-fach

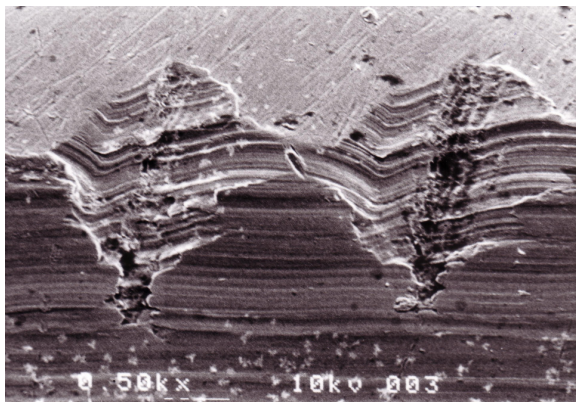
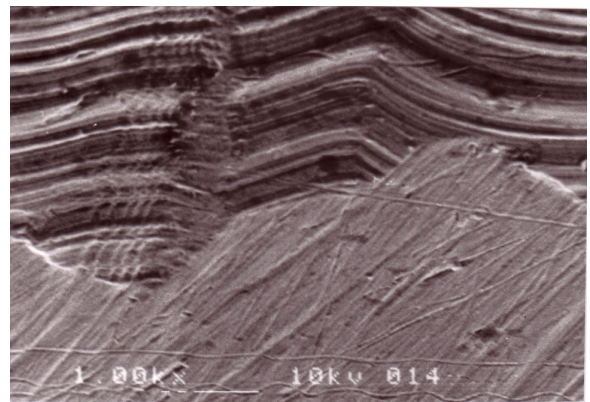


Abb. 46 und 47: Wellenspur durch springende Kürette, Arbeitsbelastung 2500 g,
REM 500-fach



REM 1000-fach

4.2.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten

Bei der Bearbeitung der Tantaloberflächen mit Stahlküretten der Firma Hu-Friedy® zeigten sich bei einer Arbeitsbelastung von 40 g, 50 g, 200 g, und 400 g im REM-Bild keine Arbeitsspuren auf der Oberfläche (Abb. 48-52).

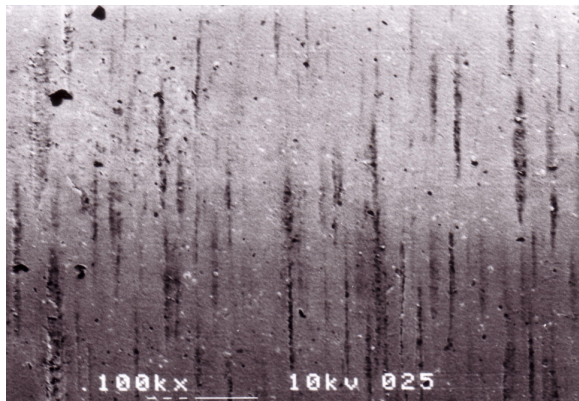


Abb. 48: Tantaloberfläche Kürette 40 g, REM 100-fach

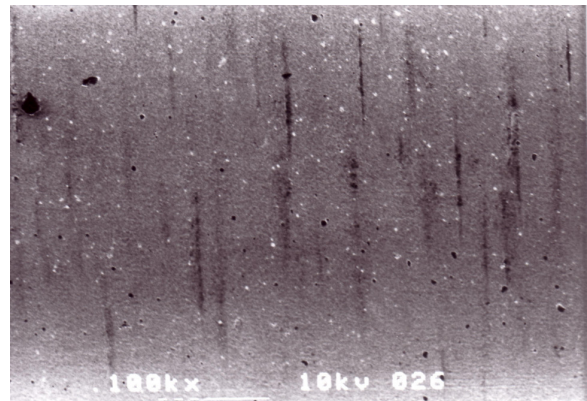


Abb. 49: Tantaloberfläche Kürette 50 g, REM 100-fach

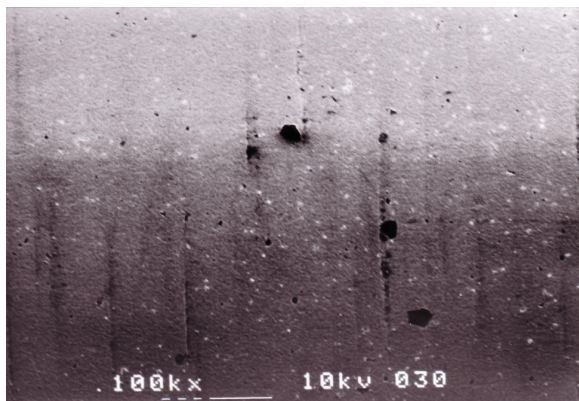


Abb. 50: Tantaloberfläche Kürette 200 g, REM 100-fach

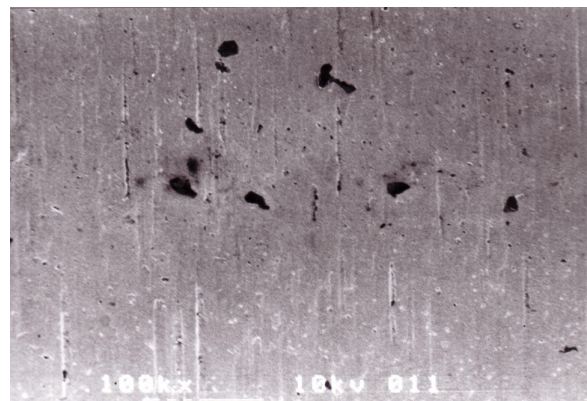


Abb. 51: Tantaloberfläche Kürette 400 g, REM 100-fach

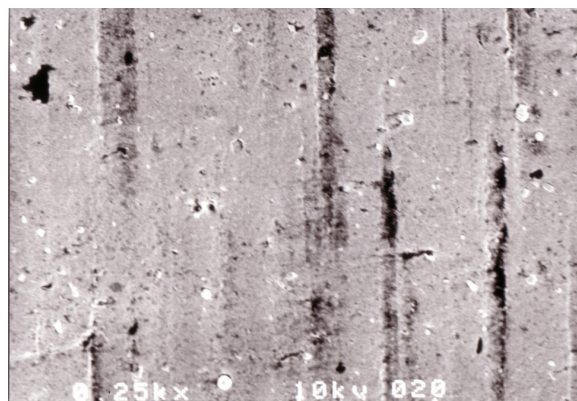


Abb. 52: Unbearbeitete Tantaloberfläche, REM 250-fach

Im Auflichtmikroskop ließen sich zwar feine Spuren erkennen, die aber nicht als eine Beschädigung der Oberfläche zu deuten waren (Abb. 53-56).

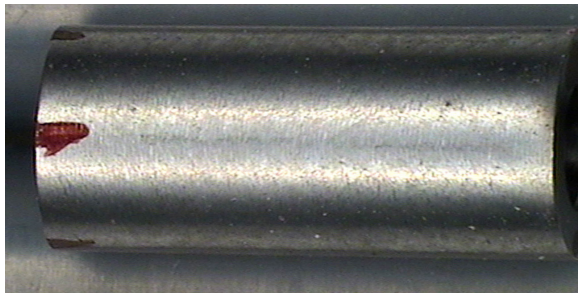


Abb. 53: Tantaloberfläche Kürette 40 g

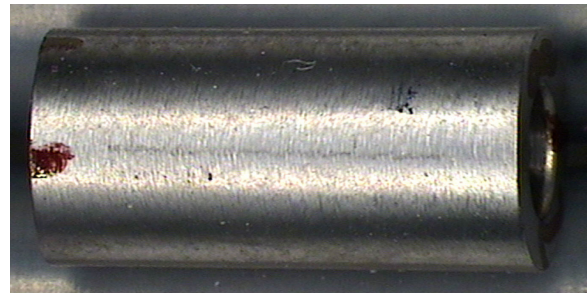


Abb. 54: Tantaloberfläche Kürette 50 g

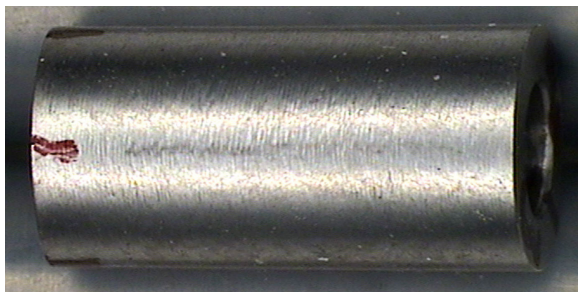


Abb. 55: Tantaloberfläche Kürette 200 g

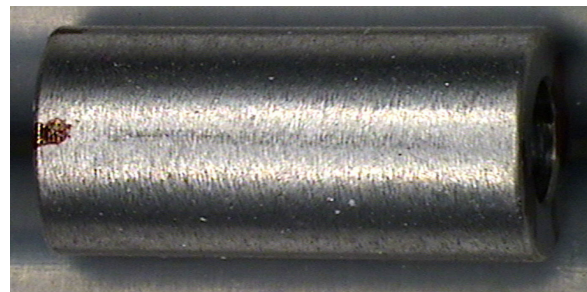
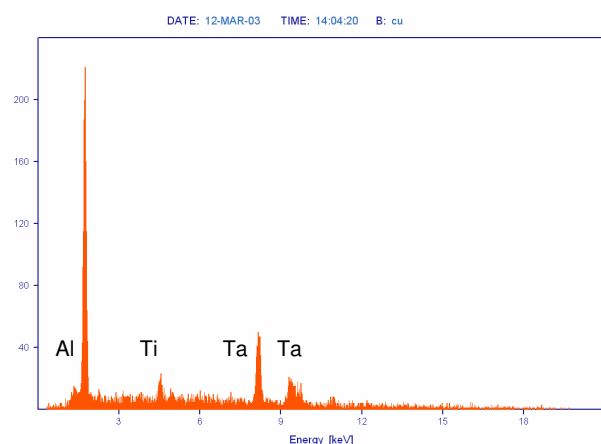


Abb. 56: Tantaloberfläche Kürette 400 g

Aufgrund dessen wurden die Proben mit dem EDX untersucht um festzustellen, ob es sich bei den sichtbaren Spuren um Rückstände der Küretten handelt (Abb. 57). Dies konnte jedoch nicht bestätigt werden. Die Tantal-Peaks stammen von der Oberfläche der untersuchten Probe. Der Aluminium-Peak von der Oberfläche des Objektträgers und der Titan-Peak aus dem unbeschichteten Inneren der Probe.

Abb. 57: EDX-Protokoll einer Tantalprobe



Bei einer Arbeitsbelastung von 600 g ließ sich der erste eindeutige Schaden an der bearbeiteten Oberfläche beobachten. Jedoch galt dies nur für einen kurzen Teil der Versuchsstrecke (Abb. 58-61).

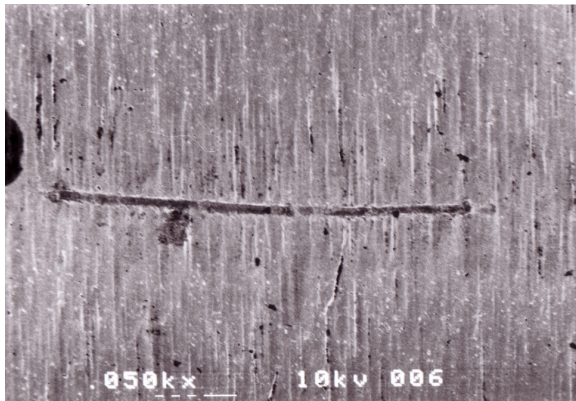


Abb. 58: Tantaloberfläche Kürette 600 g, REM 50-fach

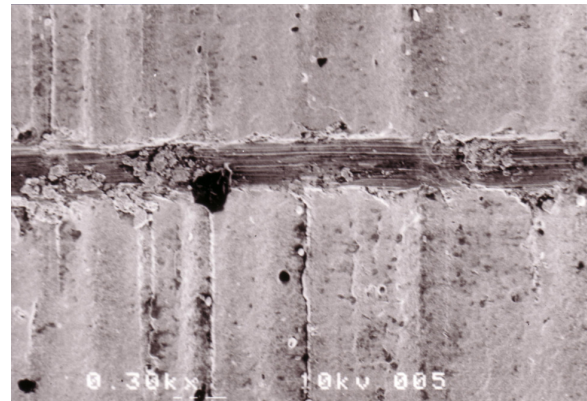


Abb. 59: Tantaloberfläche Kürette 600 g, Detailaufnahme von Abb. 58, 300-fach

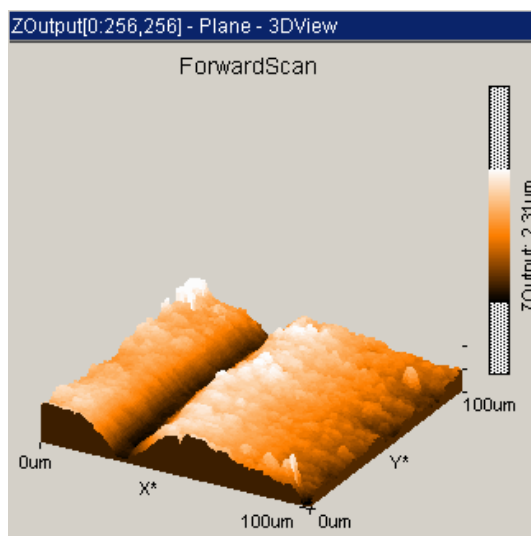


Abb. 60: Tantal Kürette 600 g, 3D-Darstellung

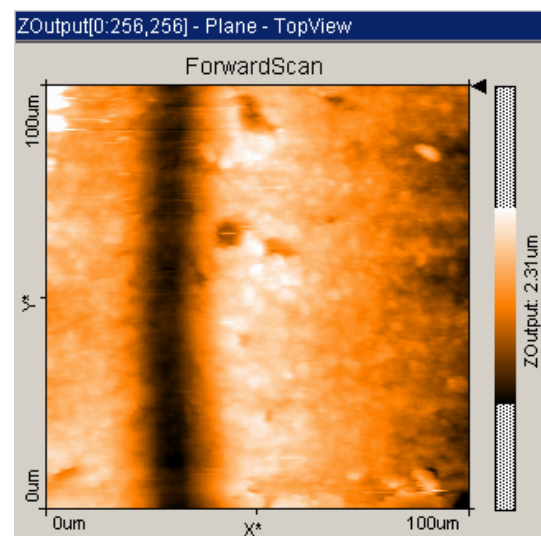


Abb. 61: Tantal Kürette 600 g, Aufsicht

Eine Beschädigung bei dieser Arbeitsbelastung konnte nur bei einer der fünf Versuchsflächen festgestellt werden.

Bei einer Belastung von 800 g war in keinem der durchgeführten Versuche eine Oberflächenbeschädigung im REM zu beobachten (Abb. 62, 63).

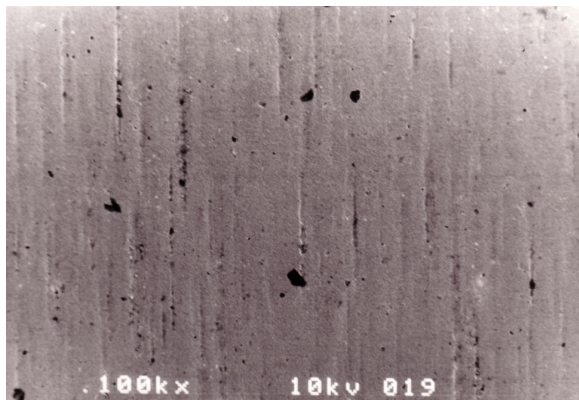


Abb. 62: Tantaloberfläche Kürette 800 g, REM 100-fach

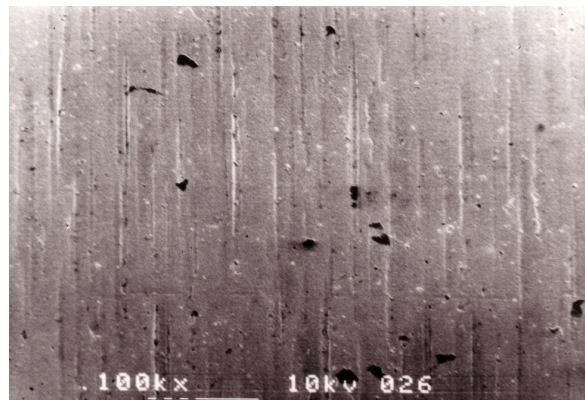


Abb. 63: Tantaloberfläche Kürette 800 g, REM 100-fach

Bei der Erhöhung des Arbeitsgewichts auf 1000 g wurden ähnliche Ergebnisse erzielt wie bei dem Test mit 600 g. Es wurde lediglich in einem der fünf Versuche eine Veränderung der Oberfläche beobachtet (Abb. 64). Deutlich ist der Übergang von der intakten Oberfläche zum Kratzer zu sehen.

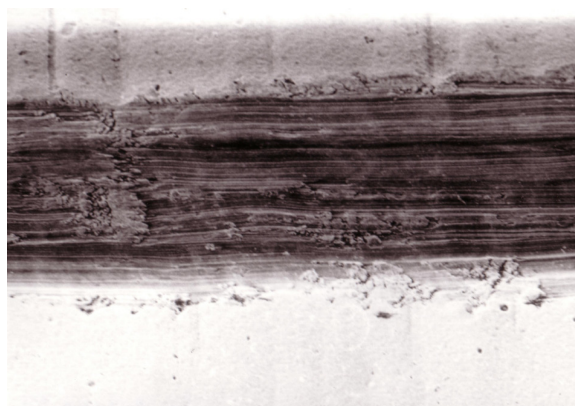


Abb. 64: Tantaloberfläche Kürette 1000 g, REM 150-fach

Bei steigender Arbeitsbelastung von 1500 g auf 2500 g konnten regelmäßig Beschädigungen an der Oberfläche der Probenhülse beobachtet werden. Im REM-Bild ist der Übergang der unversehrten Beschichtung zur beschädigten Versuchsfläche deutlich zu erkennen (Abb. 65-67).

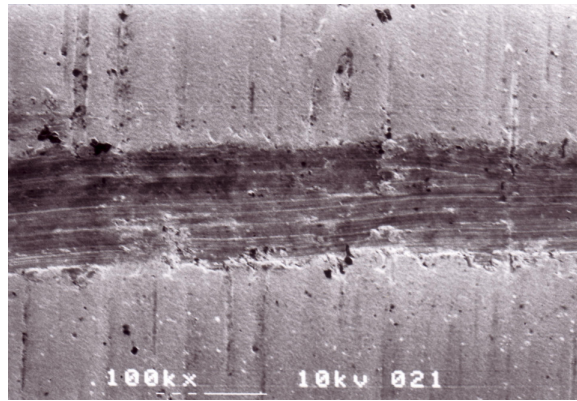


Abb. 65: Tantaloberfläche Kürette 1500 g, REM 100-fach

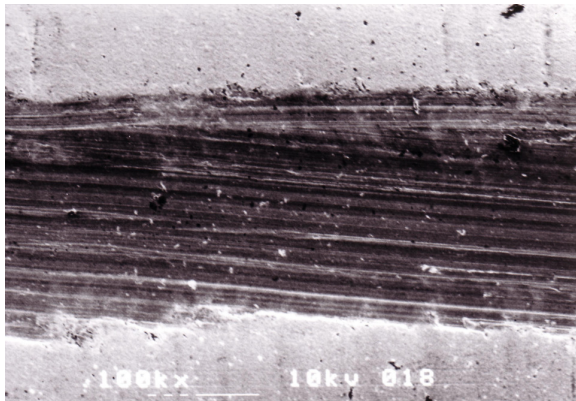


Abb. 66: Tantaloberfläche Kürette 2000 g, REM 100-fach

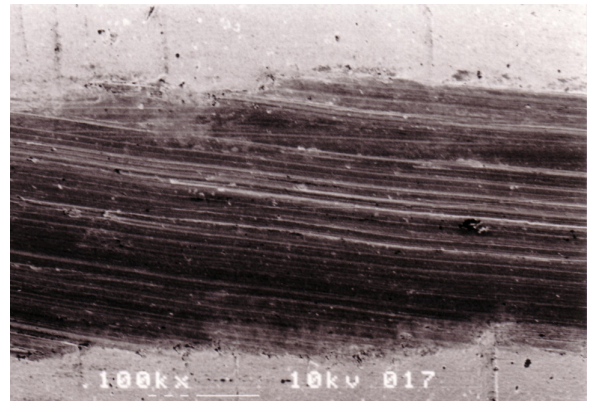


Abb. 67: Tantaloberfläche Kürette 2500 g, REM 100-fach

Abbildung 68 zeigt eindeutig, dass das Beschichtungsmaterial komplett abgetragen und am Ende der Versuchsfläche regelrecht zusammen geschoben bzw. unter Spanbildung von der Oberfläche abgeschabt wurde.

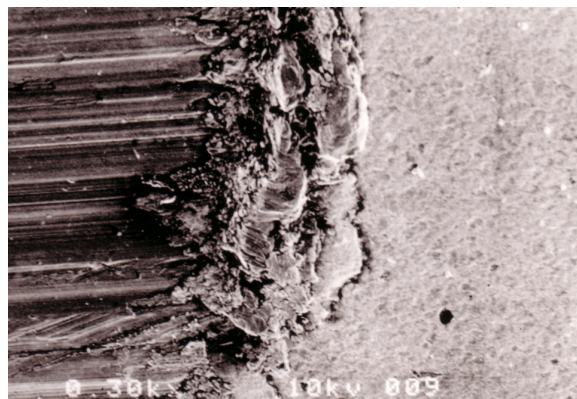


Abb. 68: Tantaloberfläche Kürette 2500 g, REM 300-fach

Das bereits beschriebene Phänomen (Abb. 45-47) der sich bei einer hohen Arbeitsbelastung aufdehnenden Küretten ist auch hier zu beobachten. In Abbildung 69 sind die Auszackungen am oberen Rand der Bearbeitungsspur deutlich zu erkennen.

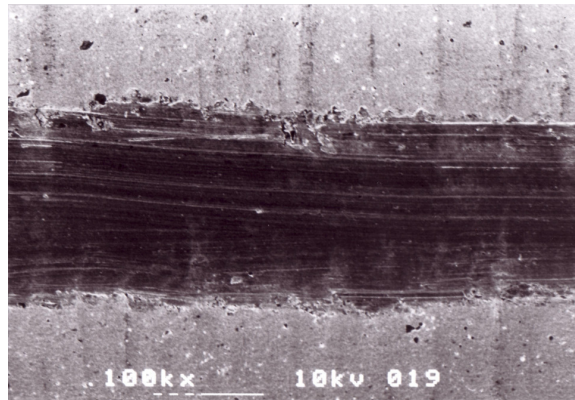


Abb. 69: Zackiger Rand durch springende Kürette auf einer Tantaloberfläche, Arbeitsbelastung 2000 g, REM 100-fach

Abbildung 70 zeigt diese Zacken noch einmal vergrößert und verdeutlicht, dass die Kürette die gesamte Beschichtung abgetragen hat.

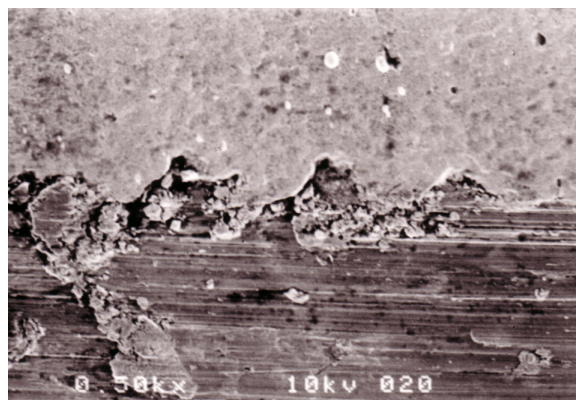
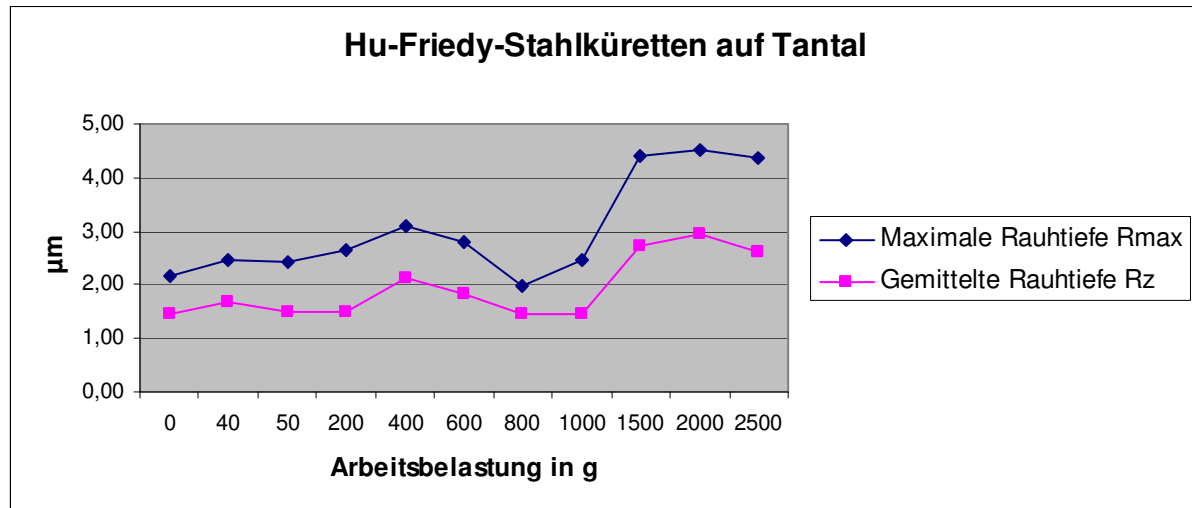


Abb. 70: Zackiger Rand durch springende Kürette auf einer Tantaloberfläche, Arbeitsbelastung 2000 g, REM 500-fach

Die durch das REM belegte Tatsache, dass eine regelmäßige Beschädigung der Oberfläche erst ab einer Arbeitsbelastung von 1500 g eintritt, wird durch die Rauheitsmessung bestätigt (Diag. 3).



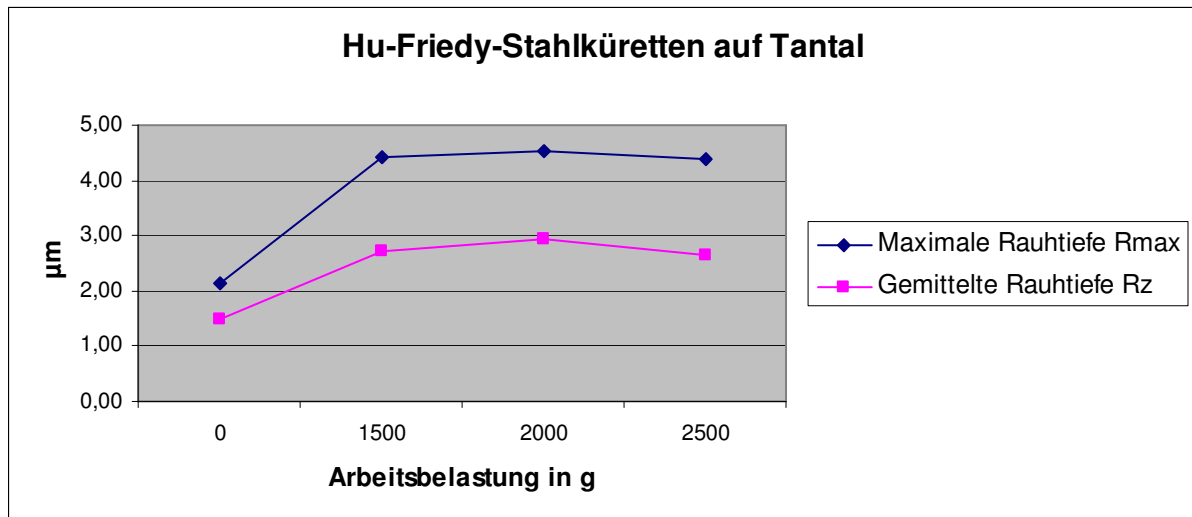
Diag. 3: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Die Werte für R_z und R_{max} fallen bei einer Arbeitsbelastung von 800 g sogar unter den Ausgangswert von R_z $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$ und R_{max} $2,15 \pm 0,55 \mu\text{m}$ auf R_z $1,45 \pm 0,32 \mu\text{m}$ und R_{max} $1,99 \pm 0,65 \mu\text{m}$. Diese Werte liegen jedoch innerhalb des Bereiches der Standartabweichung der Ausgangswerte. Bei einer Belastung von 1000 g fällt R_z von ursprünglich $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$ auf $1,44 \pm 0,45 \mu\text{m}$ ab. Dies lässt vermuten, dass die Küretten die Unebenheiten der Oberfläche geglättet haben. Da die Werte jedoch innerhalb der Standartabweichung der unbearbeiteten Proben liegen, ist das kein eindeutiger Beleg.

Dagegen steigen die Werte für R_z und R_{max} ab 1500 g Arbeitsbelastung deutlich über die Ausgangswerte hinaus an (Tab. 1 und Diag. 4).

Druck	Rmax	Rz
in g	in μm	in μm
0	$2,15 \pm 0,55$	$1,47 \pm 0,28$
1500	$4,42 \pm 0,36$	$2,73 \pm 0,50$
2000	$4,53 \pm 0,65$	$2,95 \pm 0,61$
2500	$4,38 \pm 1,17$	$2,63 \pm 0,79$

Tab. 1: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung ab 1500 g



Diag. 4: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung ab 1500 g

R_z stieg von ursprünglich $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$ auf $2,63 \pm 0,79 \mu\text{m}$ bei einem Gewicht von 2500 g an, d.h. R_z steigerte sich um 79%. R_{max} steigerte sich noch deutlicher und zwar um 104% von ursprünglich $2,15 \pm 0,55 \mu\text{m}$ auf $4,38 \pm 1,17 \mu\text{m}$.

Ebenso wie bei den Titanproben konnte auch hier das Phänomen der nach oben gebogenen Testflächenränder ausgemacht werden (Abb. 71, 72).

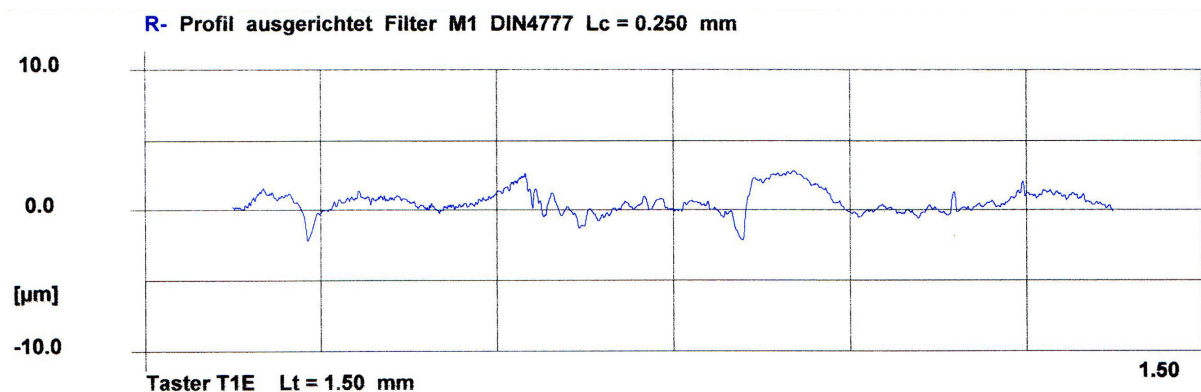


Abb. 71: R-Profil einer Tantalprobe mit u-förmigem Querschnitt des Oberflächenschadens

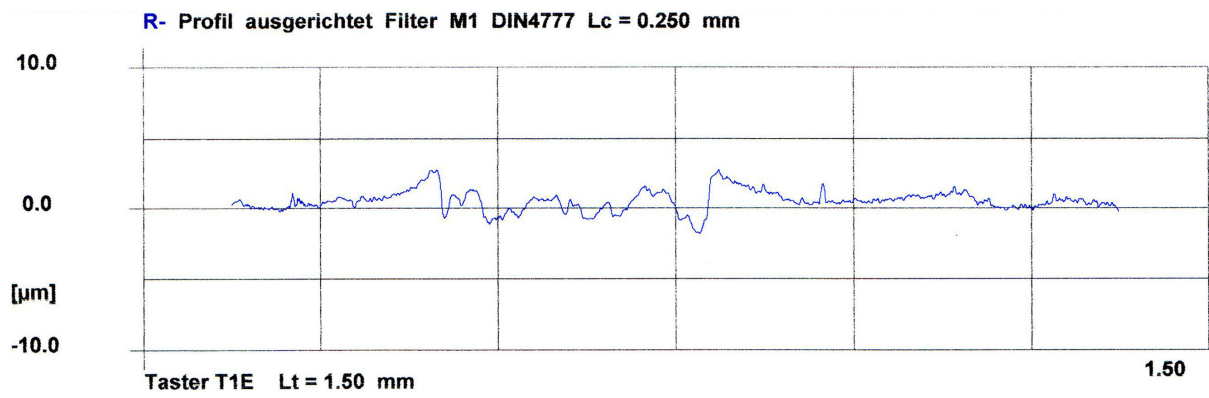


Abb. 72: R-Profil einer Tantalprobe mit u-förmigem Querschnitt des
Oberflächenschadens

4.2.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit Hu-Friedy®-Stahlküretten

Bei der Untersuchung der Niobproben mit dem Rasterelektronenmikroskop ließ sich lediglich bei einem der 50 durchgeführten Versuche eine Beschädigung der Oberfläche nachweisen. Die folgenden Abbildungen 73 bis 75 zeigen Probenoberflächen, die mit einem Arbeitsdruck von 1500 g, 2000 g und 2500 g bearbeitet wurden. Es sind keine Beschädigungen der Oberfläche festzustellen.

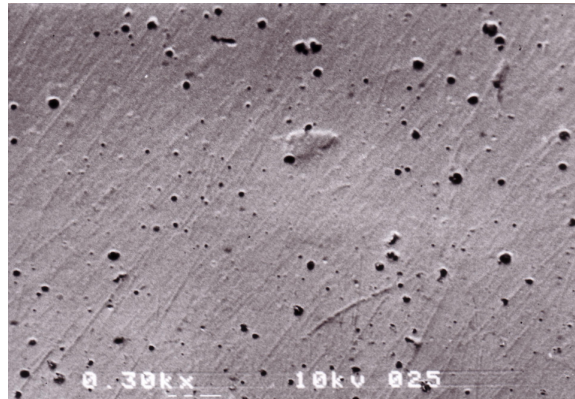


Abb. 73: Nioboberfläche Kürette 1500 g, REM 300-fach

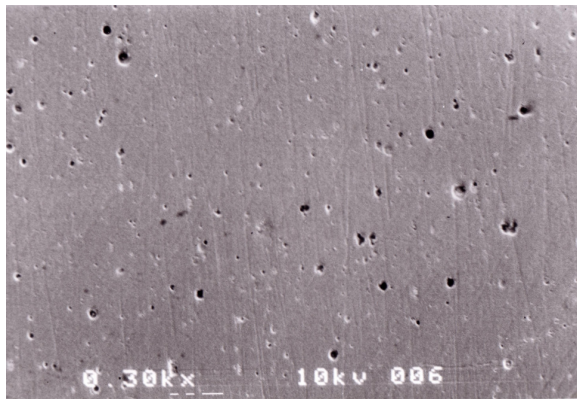


Abb. 74: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 300-fach

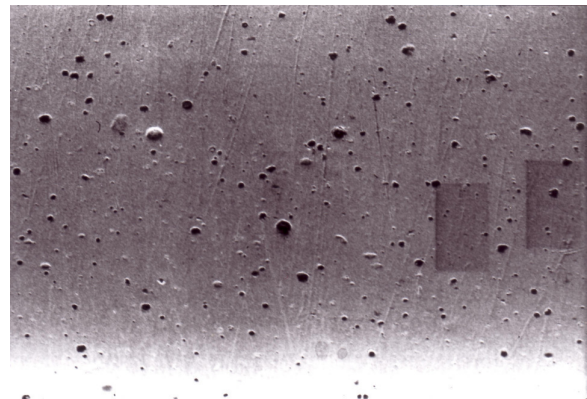


Abb. 75: Nioboberfläche Kürette 2500 g, REM 300-fach

Auch mit dem Auflichtmikroskop konnten keine Hinweise auf eine Beschädigung der Oberfläche entdeckt werden (Abb. 76 bis 78).

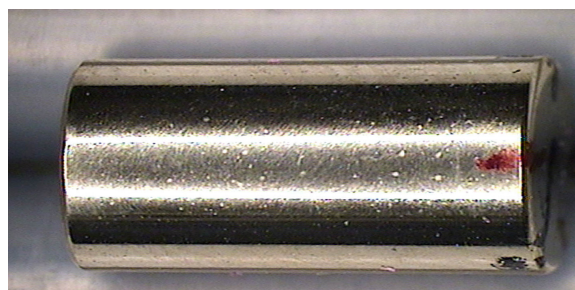


Abb. 76: Nioboberfläche Kürette 1500 g

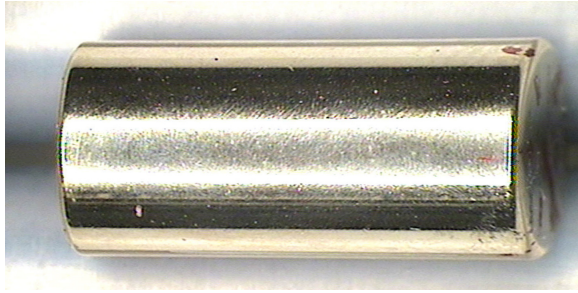


Abb. 77: Nioboberfläche Kürette 2000 g

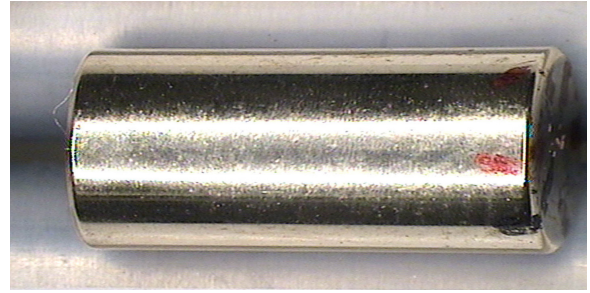
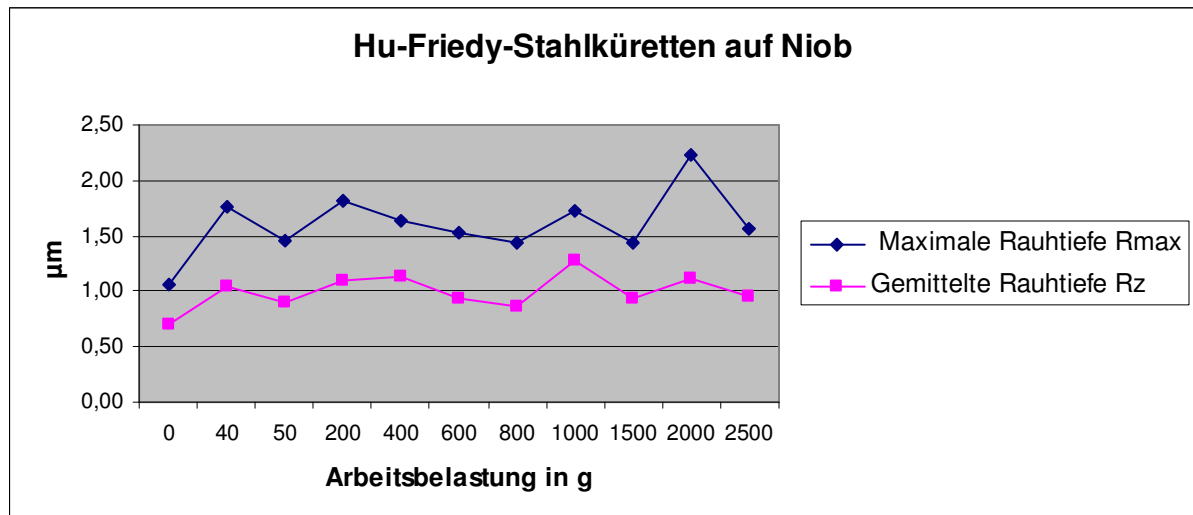


Abb. 78: Nioboberfläche Kürette 2500 g

Die Rauheitsmessung bestätigte dieses Ergebnis. Es konnte nur in einem Fall eine Beschädigung der Oberfläche festgestellt werden. Ansonsten bewegen sich die Werte im Bereich der Standardabweichung der unbearbeiteten Hülsen. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Rauheit der bearbeiteten und der unbearbeiteten Hülsen, was auch die p-Werte bestätigen. (Diag. 5 und Tab. 2)



Diag. 5: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

	Behandelt	Unbehandelt	p-Wert*
RMAX	$1,95 \pm 2,13$	$1,06 \pm 0,32$	0,152
RZ	$1,14 \pm 1,04$	$0,7 \pm 0,14$	0,139

Tab. 2: Gesamtänderung von R_z und R_{max} im Vergleich mit R_z und R_{max} bei unbearbeiteter Oberfläche und die dazugehörigen p-Werte

Eine Beschädigung der Oberfläche trat nur bei einem der fünf Versuche mit einer Arbeitsbelastung von 2000 g auf. Die Abbildungen 79 und 80 zeigen diese

Beschädigung im REM. Die unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit zwischen der bearbeiteten und der unbearbeiteten Fläche ist deutlich zu erkennen. In Abbildung 80 sieht man den schräg verlaufenden Ansatz der Kürette auf der Hülsoberfläche. Das Phänomen der sich aufdehnenden Kürette konnte in diesem Fall nicht beobachtet werden. Die Ränder der Versuchsfläche sind völlig gleichmäßig und gerade konturiert (Abb. 81, 82). Jedoch konnte sowohl im R-Profil, als auch im AFM-Bild beobachtet werden, dass sich die Ränder der bearbeiteten Fläche nach oben aufgebogen haben und über das Niveau der unbearbeiteten Beschichtung hinaus nach oben ragen (Abb. 83, 84).

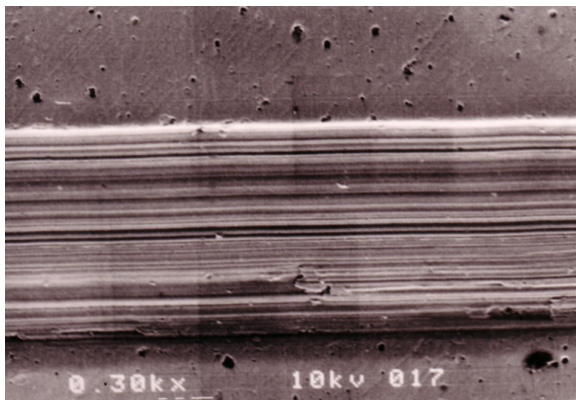


Abb. 79: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 300-fach

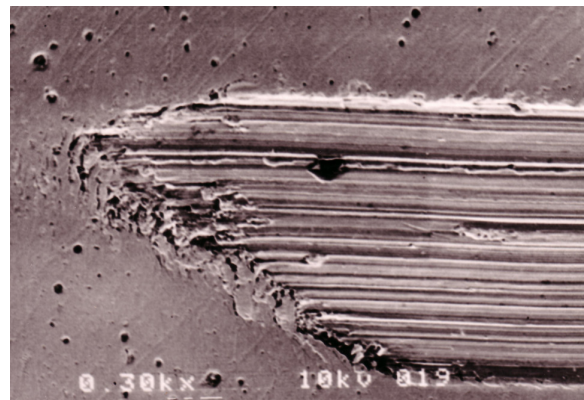


Abb. 80: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 300-fach

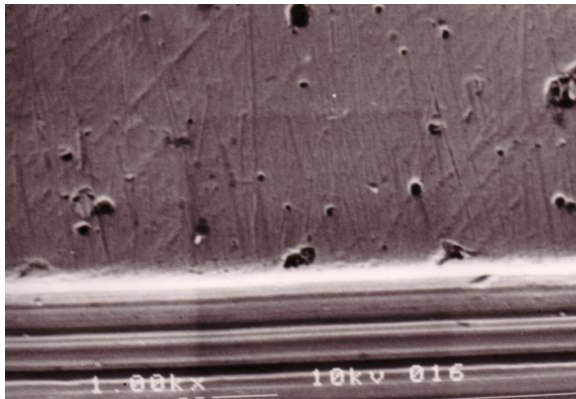


Abb. 81: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 1000-fach

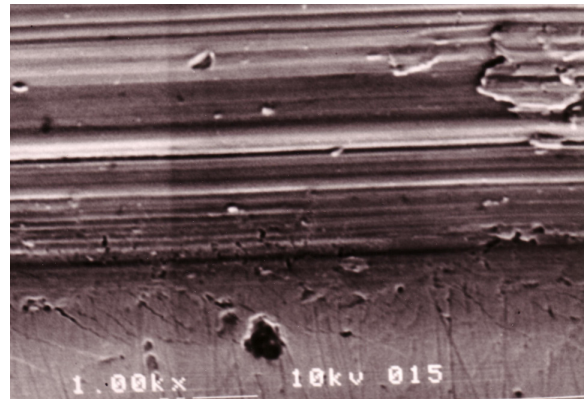


Abb. 82: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 1000-fach

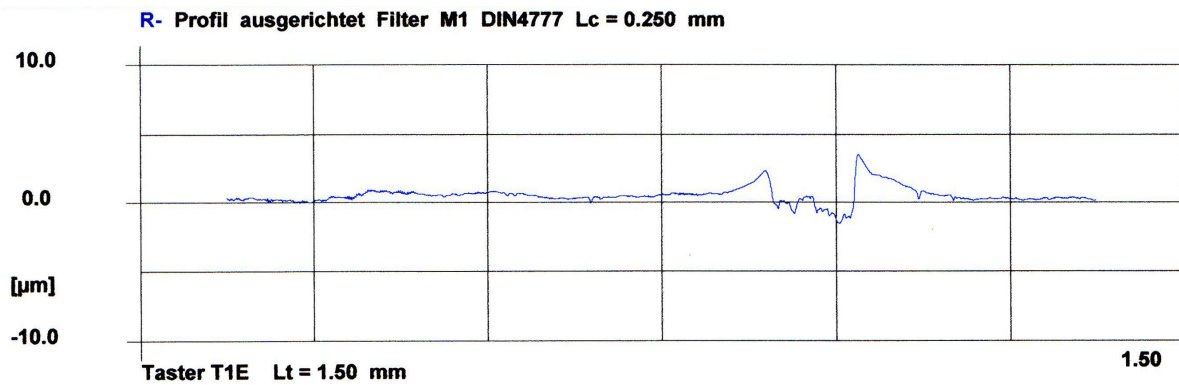


Abb. 83: R-Profil einer Niobprobe mit u-förmigem Querschnitt des Oberflächenschadens

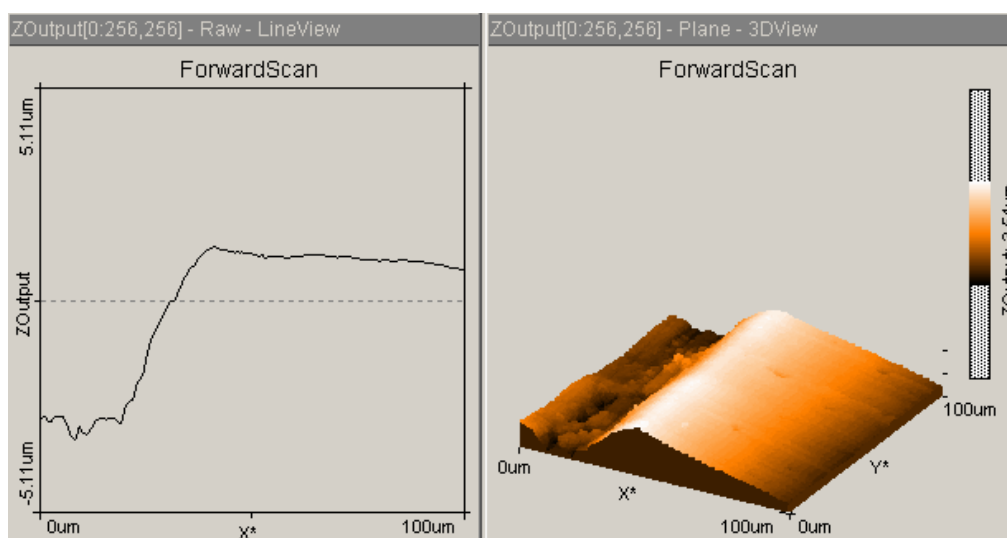
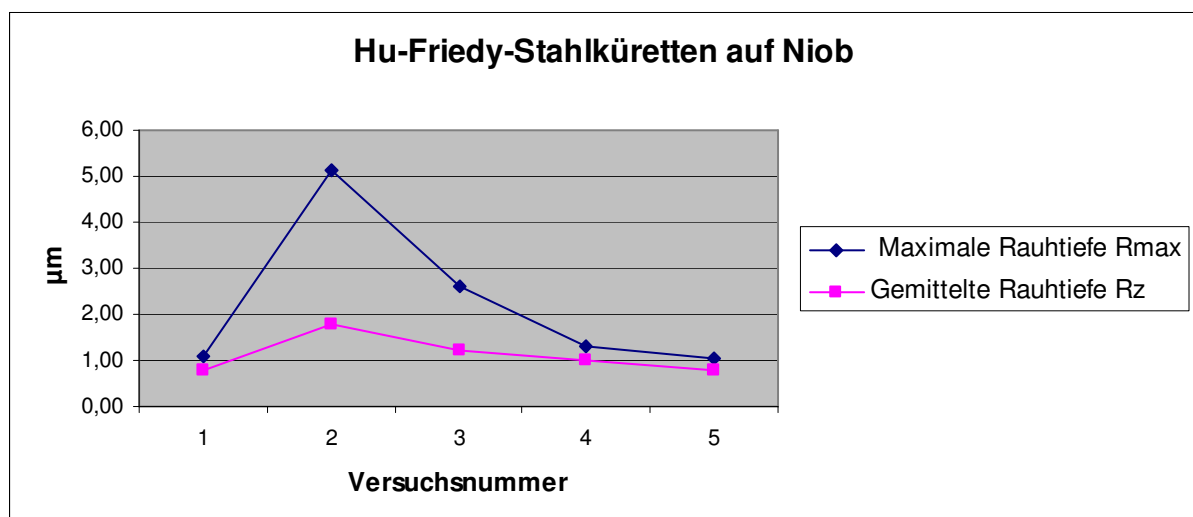


Abb. 84: AFM-3D-Darstellung des Schadens auf Niob mit halbem, u-förmigen Profil

Die Rauheitsmessung der Versuche mit 2000 g belegt, dass es sich bei der Beschädigung um eine Ausnahme handelt (Diag. 6).

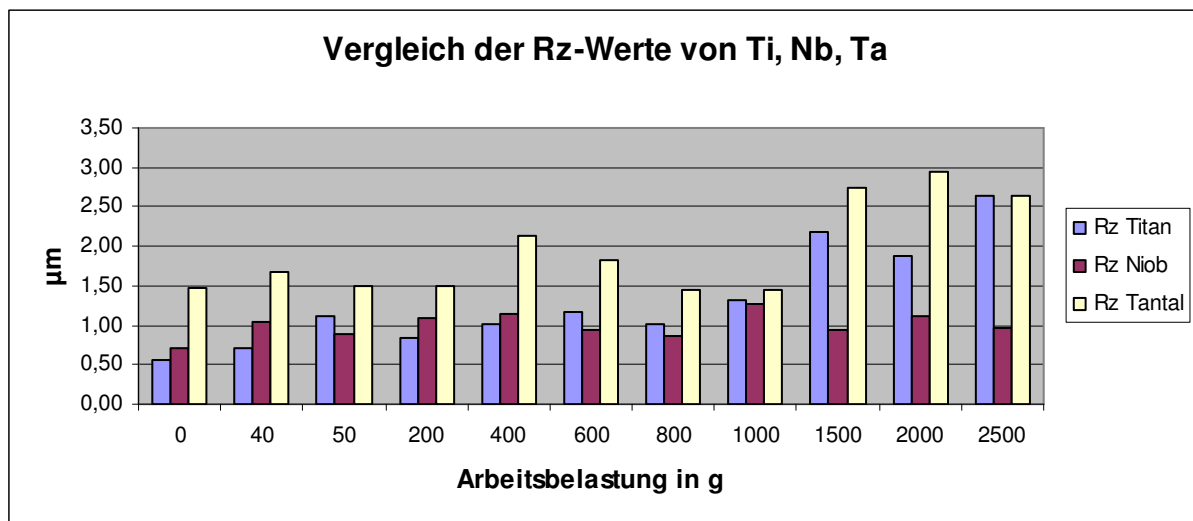


Diag. 6: Änderung von R_z und R_{max} bei 2000g Arbeitsbelastung

Der Wert für R_{\max} stieg bei einer mit 2000 g Auflagedruck bearbeiteten, aber unbeschädigten Oberfläche von im Schnitt $2,23 \pm 1,73 \mu\text{m}$ auf $5,11 \mu\text{m}$ bei der beschädigten Oberfläche. Dies entspricht einer Steigerung um 129%. Bei dem Wert für R_z liegt eine Steigerung von $1,12 \pm 0,41 \mu\text{m}$ auf $1,77 \mu\text{m}$ vor. Dies entspricht einer Erhöhung um 58%.

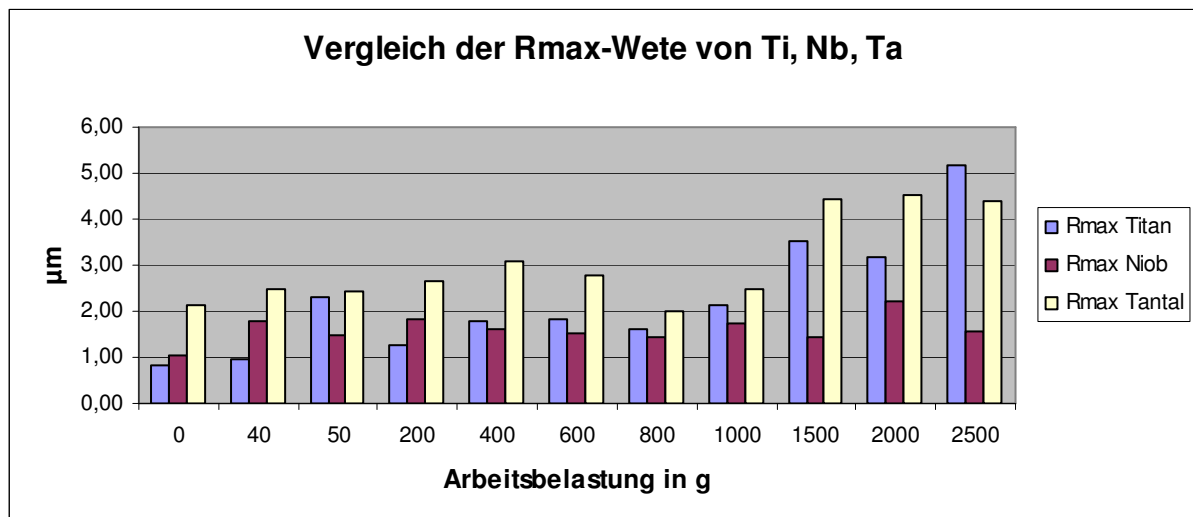
4.2.4. Vergleich der bearbeiteten Titan-, Tantal und Niob-Oberflächen miteinander

Der Vergleich der drei bearbeiteten Beschichtungen miteinander lässt unzweifelhaft erkennen, dass sich die Niobbeschichtung bei Beschädigung durch Kürettenbearbeitung als am widerstandsfähigsten erweist. Die Rauheitsmessung ergab, dass die gemittelte Rauhtiefe R_z in Falle der Niobbeschichtung von ursprünglich $0,7 \mu\text{m}$ auf lediglich $0,96 \pm 0,14 \mu\text{m}$ bei der maximalen Arbeitsbelastung von 2500 g angestiegen ist. Dies entspricht einer Steigerung um 37% . Bei der Tantalbeschichtung hingegen ist eine Steigerung um 79% und bei der Titanoberfläche sogar eine Steigerung um 371% festzustellen (Diag. 7).



Diag. 7: Vergleich der R_z -Werte von Titan, Niob und Tantal

Bei der Betrachtung der maximalen Rautiefe wird das gleiche Ergebnis erzielt. Die maximale Rautiefe der Niobbeschichtung stieg von einer ursprünglichen R_{max} von $1,06 \mu\text{m}$ um 47% auf $1,56 \pm 0,31 \mu\text{m}$ an. Bei der Tantalbeschichtung betrug diese Steigerung 103% von $2,15 \mu\text{m}$ auf $4,38 \pm 1,17 \mu\text{m}$ und bei der Titanoberfläche 524% von $0,83$ auf $5,18 \pm 1,14 \mu\text{m}$ (Diag. 8).



Diag. 8: Vergleich der R_{\max} -Werte von Titan, Niob und Tantal

Die Ergebnisse der Rauheitsmessung werden durch die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung bestätigt. Bei den niobbeschichteten Hülsten lässt sich im REM-Bild, mit Ausnahme eines Falles, keine Beschädigung der Oberfläche feststellen (Abb. 85, 86).

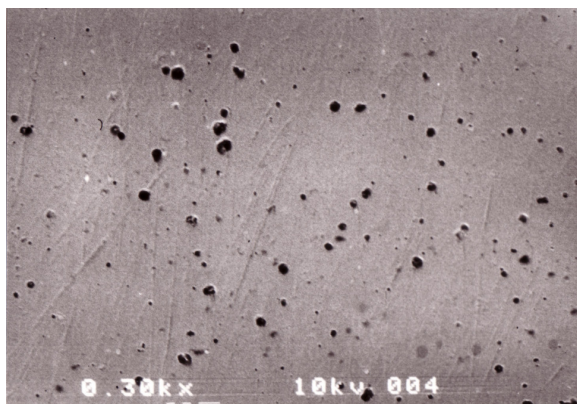


Abb. 85: Nioboberfläche Kürette 2000 g, REM 300-fach

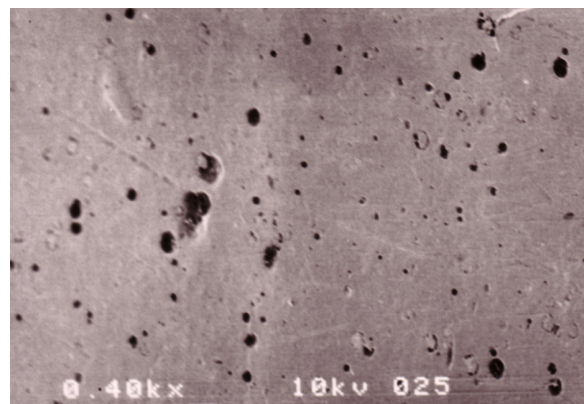


Abb. 86: Nioboberfläche Kürette 2500 g, REM 400-fach

Dagegen treten bei den unbeschichteten Titanhülsten und den Tantaloberflächen deutlich erkennbare Beschädigungen auf. Sie sind bei allen Titanhülsten, bereits ab dem niedrigsten Parameter der Arbeitsbelastung von nur 40 g, unverkennbar zu beobachten (Abb. 87, 88).

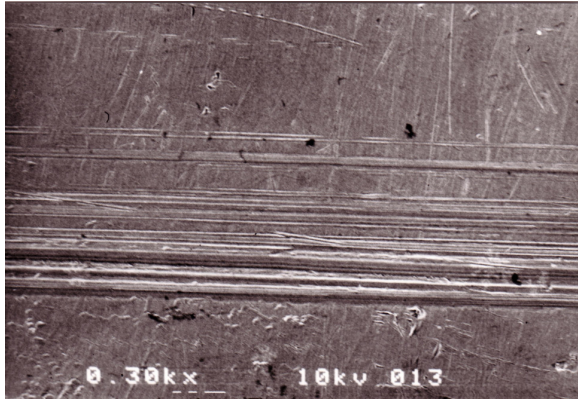


Abb. 87: Titanoberfläche Kürette 40 g, REM 300-fach

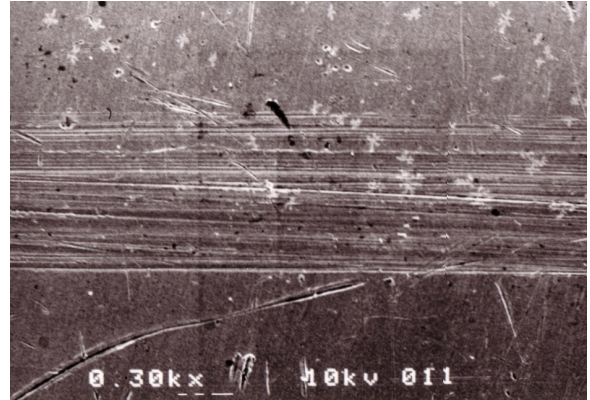


Abb. 88: Titanoberfläche Kürette 50 g, REM 300-fach

Wie bereits unter Punkt 4.2.2. beschrieben, treten bei den Tantalhülsen die ersten Spuren ab einer Arbeitsbelastung von 600 g vereinzelt auf und kommen ab einem Gewicht von 1500 g regelmäßig vor (Abb. 89-92).

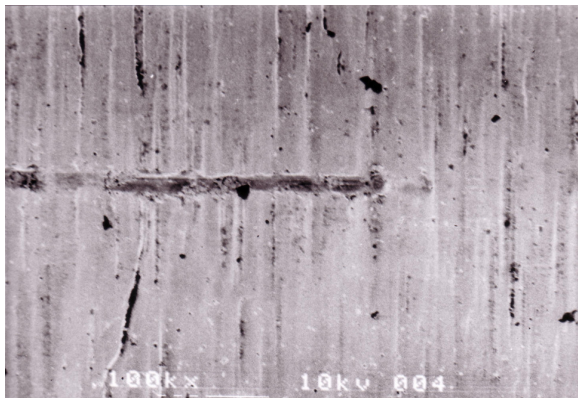


Abb. 89: Tantaloberfläche Kürette 600 g, REM 100-fach

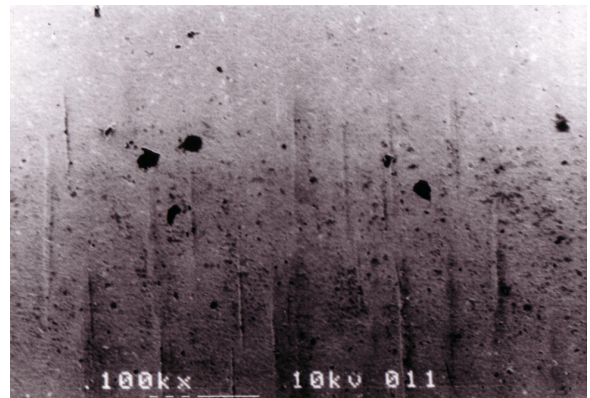


Abb. 90: Tantaloberfläche Kürette 800 g, REM 100-fach

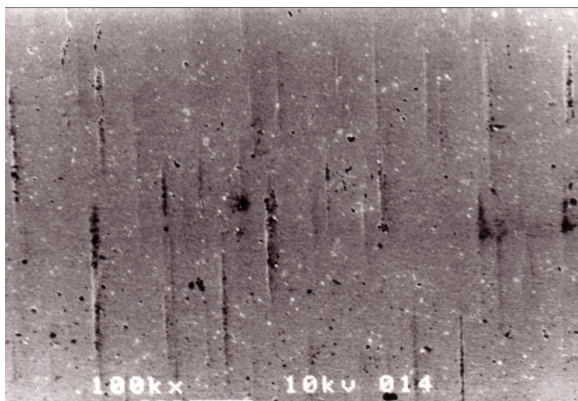


Abb. 91: Tantaloberfläche Kürette 1000 g, REM 100-fach

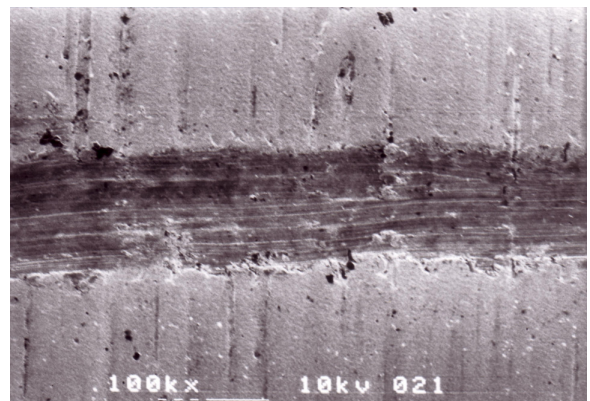


Abb. 92: Tantaloberfläche Kürette 1500 g, REM 100-fach

Bei allen Testkörpern lässt sich das Phänomen der aufgebogenen Ränder an den Bearbeitungsflächen feststellen. Das Springen der Küretten auf der Oberfläche und damit das Vorkommen einer wellenförmigen Spur auf der Hülse, lässt sich bei tantal- und titanbeschichteten Hülsen nachweisen, jedoch nicht bei Nioboberflächen.

4.3. Deppeler-Stahlküretten

4.3.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten

Bei der Bearbeitung der Titanoberflächen mit Stahlküretten der Firma Deppeler lässt sich im Rasterelektronenmikroskop bereits ab einer Arbeitsbelastung von 40 g eine Beschädigung der Oberfläche erkennen (Abb. 93 a, b). Deutlich ist der Unterschied zwischen der bearbeiteten und der unbearbeiteten Oberfläche sichtbar. Abbildung 93b lässt erkennen, dass die Bearbeitungsspuren fast senkrecht zu den herstellungsbedingten Drehspuren verlaufen. Die Tatsache, dass einzelne herstellungsbedingte Spuren noch leicht in der Versuchsfläche festzustellen sind, lässt darauf schließen, dass die Bearbeitungsspur nicht sehr tief in das Material eingekratzt ist.

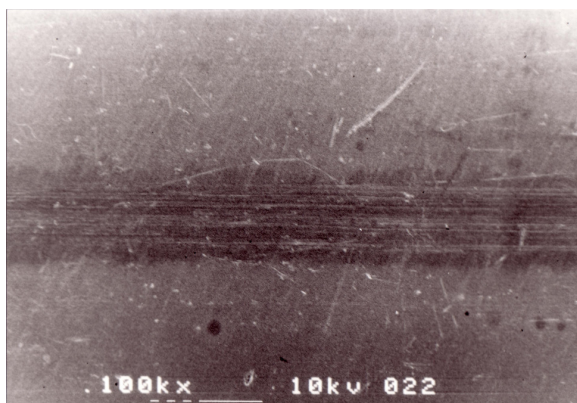


Abb. 93a: Titanoberfläche Kürette 40 g, REM 100-fach

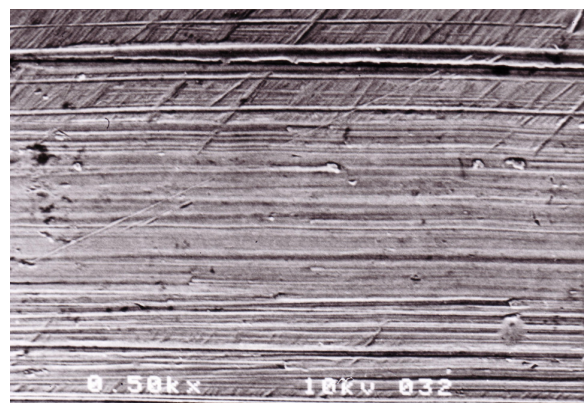


Abb. 93b: Titanoberfläche Kürette 40 g, REM 500-fach

Bei einer höheren Belastung ist jedoch zu sehen, dass die Bearbeitungsspuren tiefer in das Material eingedrungen sind. In der Versuchsfläche sind keine Strukturen der Ursprungsoberfläche mehr auszumachen (Abb. 94).

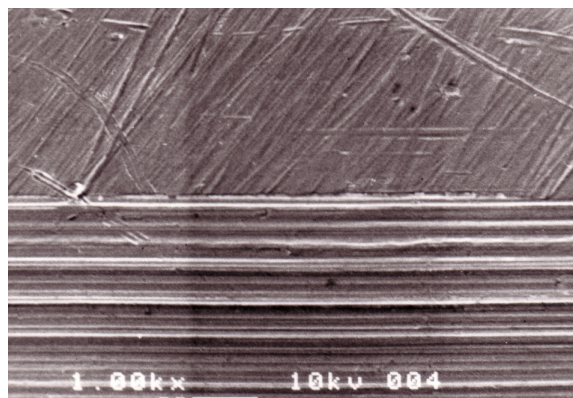


Abb. 94: Titanoberfläche Kürette 400 g, REM 1000-fach

Im Auflichtmikroskop sind die Beschädigungen ebenfalls deutlich nachweisbar. Es ist außerdem zu verfolgen, dass die Breite der Bearbeitungsspuren und somit auch deren Tiefe mit zunehmender Arbeitsbelastung ansteigen (Abb. 95-98).

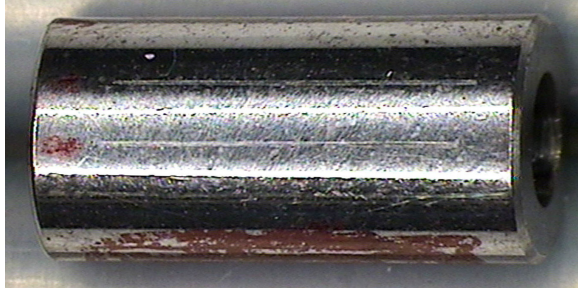


Abb. 95: Titanoberfläche Kürette 40 g, Auflichtmikroskop

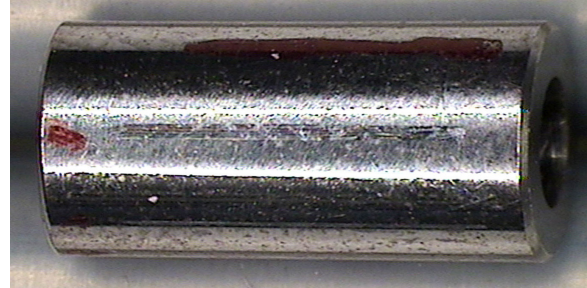


Abb. 96: Titanoberfläche Kürette 400 g, Auflichtmikroskop

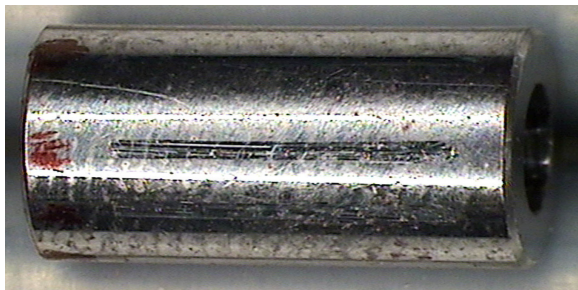


Abb. 97: Titanoberfläche Kürette 800 g, Auflichtmikroskop

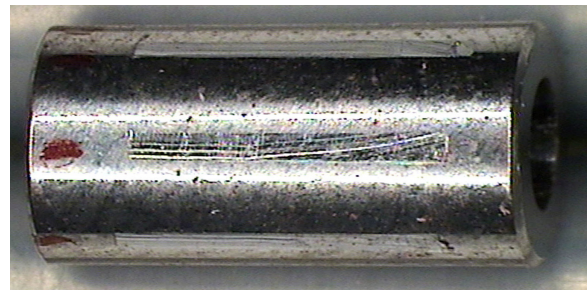
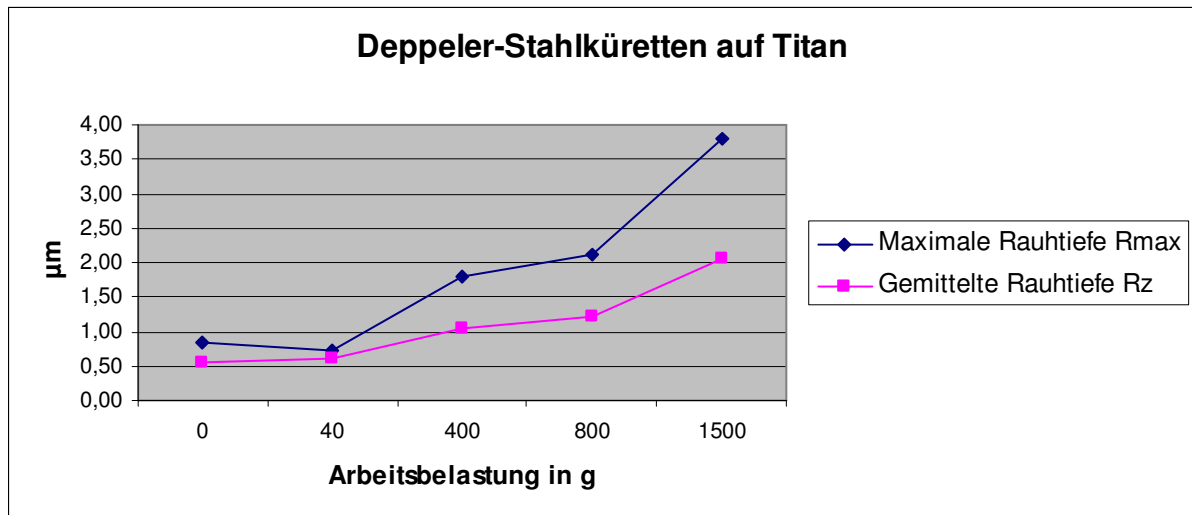


Abb. 98: Titanoberfläche Kürette 1500 g, Auflichtmikroskop

Die Rauheitsmessung mit dem Hommeltester T1000 bestätigt diese Ergebnisse. Die gemittelte Rauhtiefe R_z und die maximale Rauhtiefe R_{max} steigen mit höherem Arbeitsdruck kontinuierlich an. R_z stieg von $0,56 \pm 0,09 \mu\text{m}$ bei einer unbearbeiteten Oberfläche auf $2,06 \pm 0,19 \mu\text{m}$ bei einer mit einer Arbeitsbelastung von 1500 g bearbeiteten Oberfläche an. Dies entspricht einer Steigerung um 168 %. Die maximale Rauhtiefe R_{max} stieg von ursprünglich $0,83 \pm 0,24 \mu\text{m}$ auf $3,79 \pm 0,61 \mu\text{m}$ an, was einer Steigerung der Rauheit um 257 % entspricht (Diag. 9)



Diag. 9: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Bei einer Arbeitsbelastung von 1500 g ist, wie bei den Spuren durch die Hu-Friedy®-Küretten auch, eine wellenförmige Spur, die durch das Springen der Kürette verursacht wird, zu erkennen (Abb. 99).

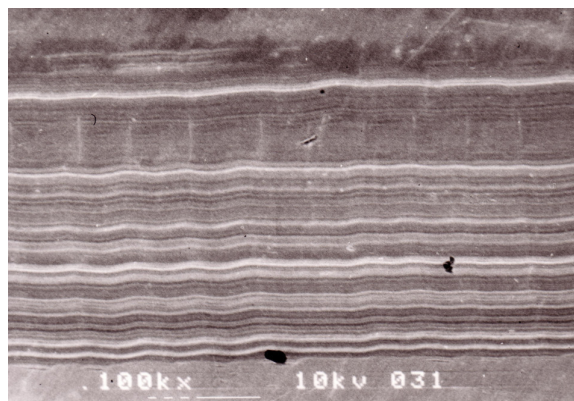


Abb. 99: Wellenspur durch springende Kürette, Arbeitsbelastung 1500 g, REM 100-fach

Bei der Betrachtung des R-Profiles der Versuchsfläche fällt erneut auf, dass die Ränder der bearbeiteten Oberfläche nach oben zeigen und sich ein u-förmiges Profil abzeichnet (Abb. 100, 101).

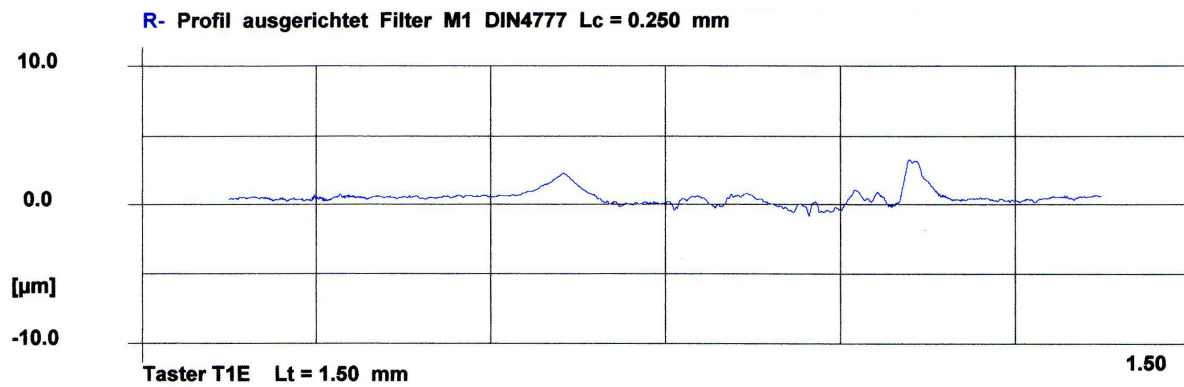


Abb. 100: : R-Profil einer Titanprobe mit u-förmigem Querschnitt des
Oberflächenschadens

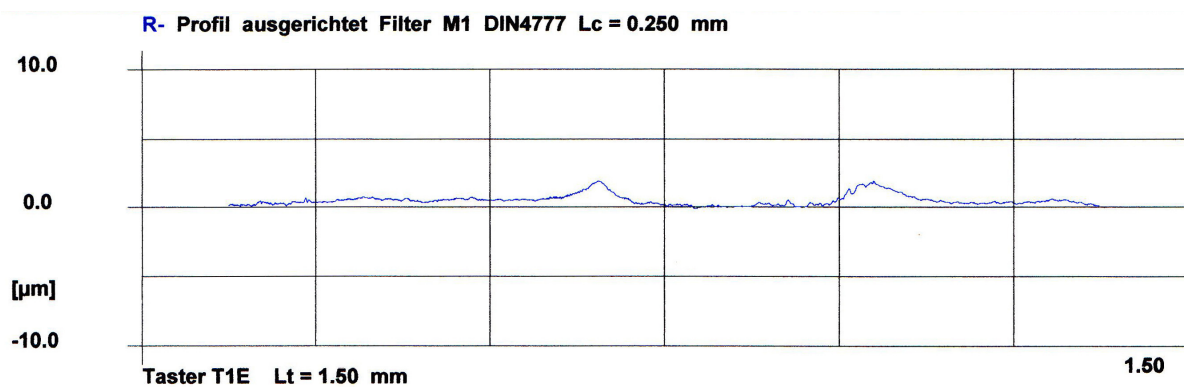


Abb. 101: : R-Profil einer Titanprobe mit u-förmigem Querschnitt des
Oberflächenschadens

4.3.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten

Die elektronenmikroskopischen Bilder der mit Deppeler-Küretten bearbeiteten Tantaloberflächen zeigen bei einer Arbeitsbelastung von 40 g keine durch die Küretten verursachten Arbeitsspuren auf der Oberfläche (Abb. 102, 103).

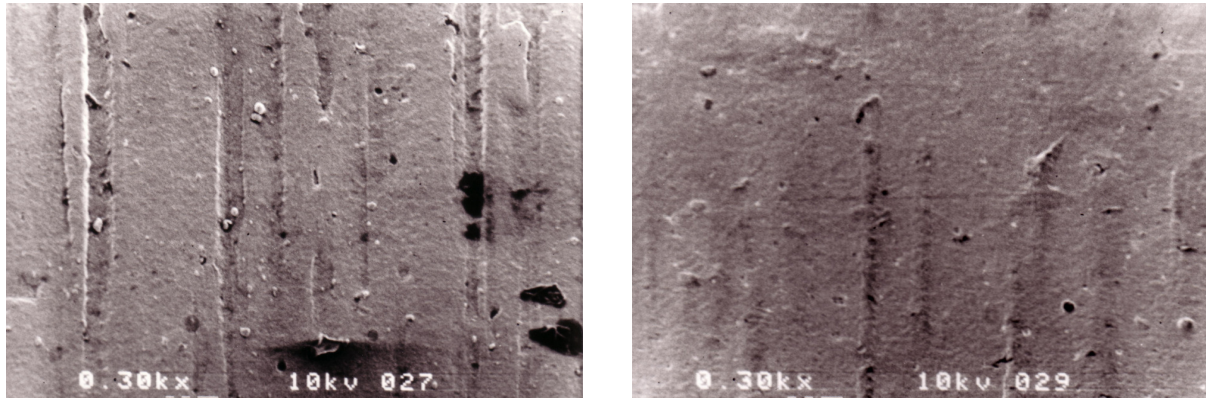


Abb. 102 und 103: Deppelerkürette auf Tantal, Arbeitsbelastung 40 g, REM 300-fach

Bei einer Arbeitsbelastung von 400 g lässt sich im Rasterelektronenmikroskop jedoch eine leichte Beschädigung feststellen. Abbildung 104 zeigt, dass die Beschichtung an der Spitze einer Erhöhung der Oberfläche auf- bzw. abgerissen wurde.

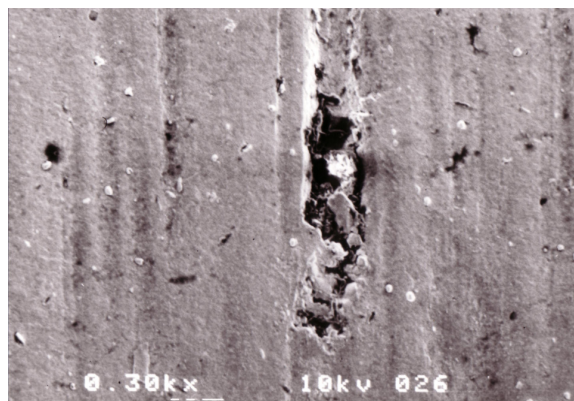


Abb. 104: Deppelerkürette auf Tantal, Arbeitsbelastung 400 g, REM 300-fach

Diese Beschädigung konnte jedoch nur in einem der durchgeführten Versuche mit der Arbeitsbelastung von 400 g festgestellt werden.

Bei einer Erhöhung der Belastung auf 800 g trat ein deutlicherer Schaden an der Tantaloberfläche auf (Abb. 105), allerdings wieder nur bei einem der durchgeführten Versuche (Abb. 106).

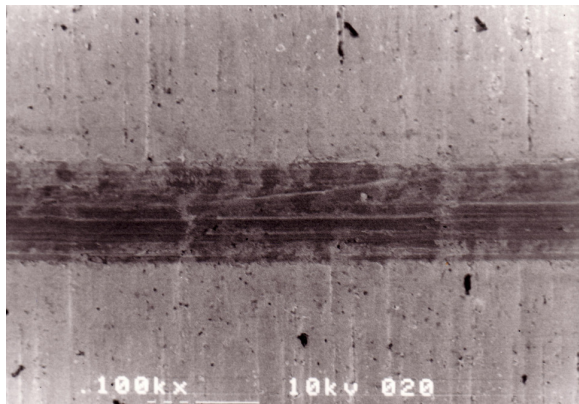


Abb. 105: Deppelerkürette auf Tantal 800 g, REM 100-fach

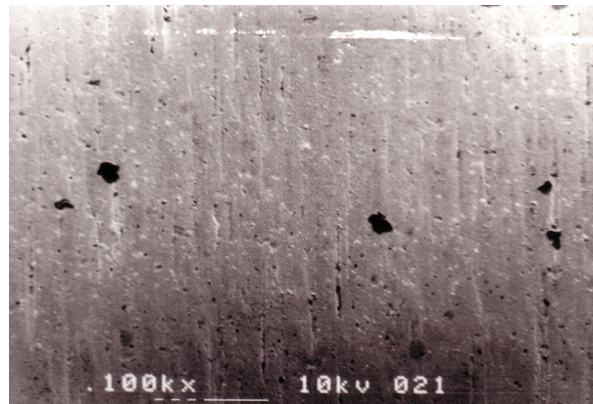


Abb. 106: Deppelerkürette auf Tantal 800 g, REM 100-fach

Eine regelmäßig vorkommende Beschädigung der Oberfläche konnte im REM erst ab einer Arbeitsbelastung von 1500 g nachgewiesen werden (Abb. 107, 108).

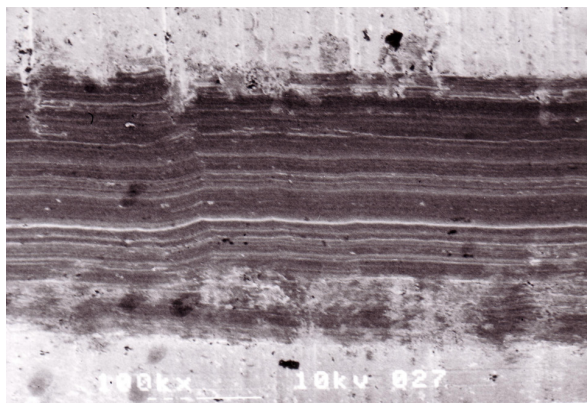


Abb. 107: Deppelerkürette auf Tantal 1500 g, REM 100-fach

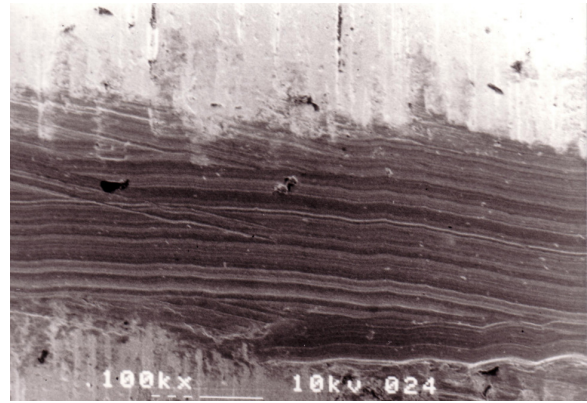


Abb. 108: Deppelerkürette auf Tantal 1500 g, REM 100-fach

In Abbildung 108 ist wieder deutlich zu erkennen, dass die Kürette eine wellenförmige Spur auf der Oberfläche hinterlässt, was erneut darauf schließen lässt, dass die Kürette sich stellenweise aufgebogen hat und über die Oberfläche „gesprungen“ ist.

Die lichtmikroskopischen Aufnahmen dieser Hülzen untermauern vorstehende Ergebnisse.

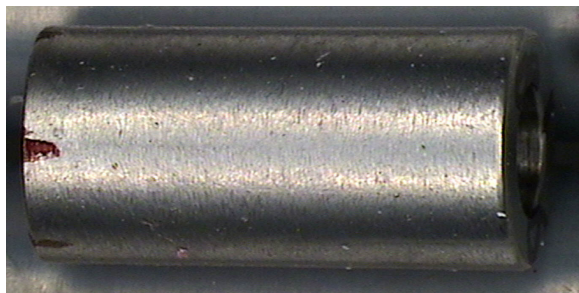


Abb. 109: Deppelerkürette auf Tantal
40 g

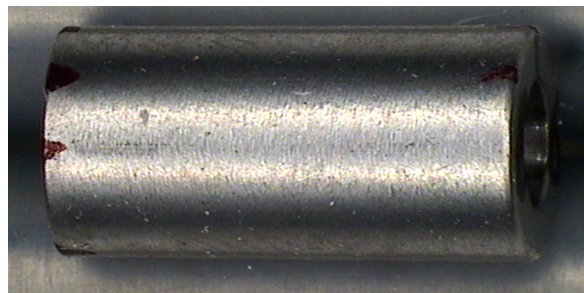


Abb. 110: Deppelerkürette auf Tantal
400 g

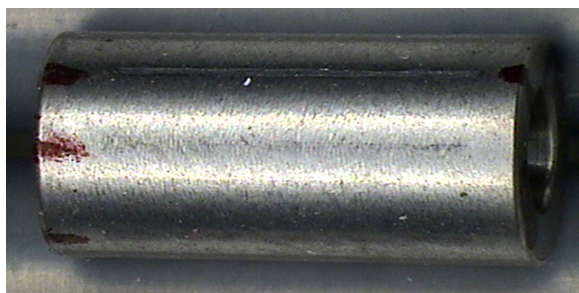


Abb. 111: Deppelerkürette auf Tantal
800 g

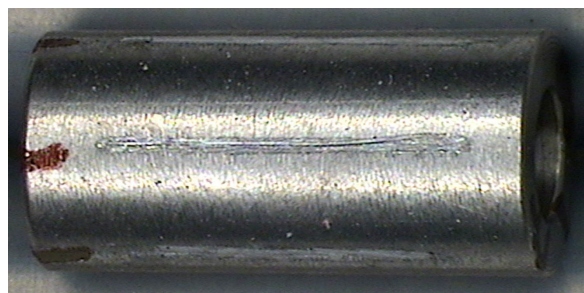
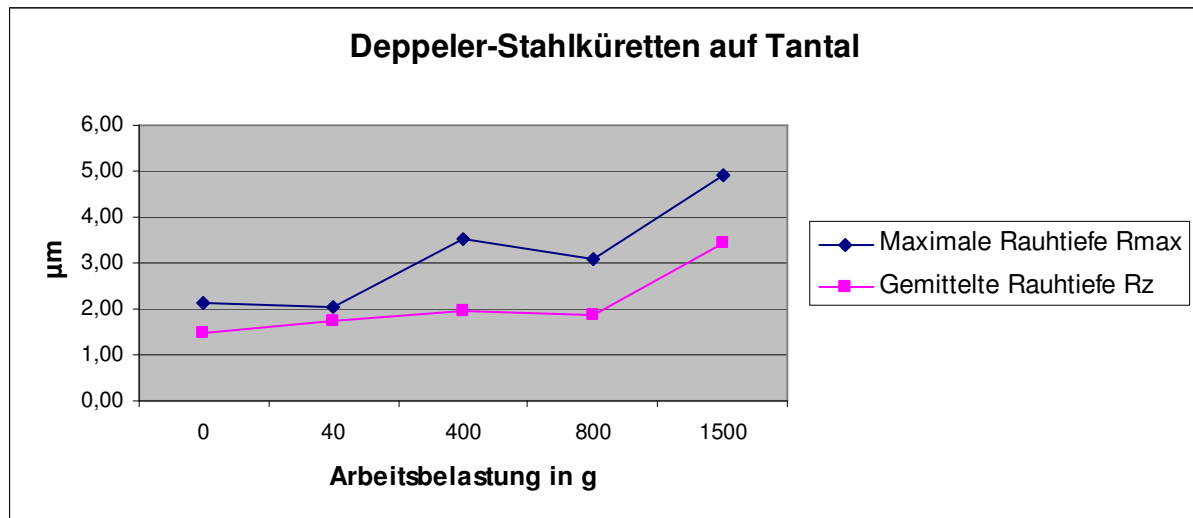


Abb. 112: Deppelerkürette auf Tantal
1500 g

Die in den Abbildungen 109 und 110 dargestellten Hülzen, die mit 40 g bzw. 400 g Auflagedruck bearbeitet wurden, weisen keine im Lichtmikroskop sichtbaren Oberflächenbeschädigungen auf. Ebenso verhält es sich mit der Hülse in Abbildung 111, die mit 800 g Auflagedruck bearbeitet wurde. Eine Beschädigung der Oberfläche kann im lichtmikroskopischen Bild nicht eindeutig nachgewiesen werden. Hingegen ist bei einer Arbeitsbelastung von 1500 g der Nachweis einer Oberflächenbeschädigung im Lichtmikroskop zweifelsfrei (Abb. 112).

Die Rauheitsmessung ergab, dass die Rauheitswerte ab einer Arbeitsbelastung von 400 g ansteigen. Jedoch fiel R_{\max} bei einem Auflagedruck von 40 g um $0,12 \mu\text{m}$ unter den Ausgangswert von $2,15 \pm 0,55 \mu\text{m}$ was einer Rauheitsabnahme von 5.5 % entspricht. Diese Abnahme der Rauigkeit um $0,12 \mu\text{m}$ liegt jedoch im Rahmen der Standartabweichung, die bei einem Druck von 40 g $0,26 \mu\text{m}$ beträgt. Bei einer Arbeitsbelastung von 1500 g stieg R_{\max} jedoch von $2,15 \pm 0,55 \mu\text{m}$ auf $4,93 \pm 0,40 \mu\text{m}$ und somit um 129 %.

R_z veränderte sich von einem Ausgangswert von $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$ um $1,96 \mu\text{m}$ auf $3,43 \pm 0,21 \mu\text{m}$. Dies entspricht einer prozentualen Steigerung um 133% (Diag. 10).



Diag. 10: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Bei der Betrachtung der P-Profile fällt abermals auf, dass sich die Ränder der Versuchsflächen nach oben gebogen haben (Abb. 113, 114).

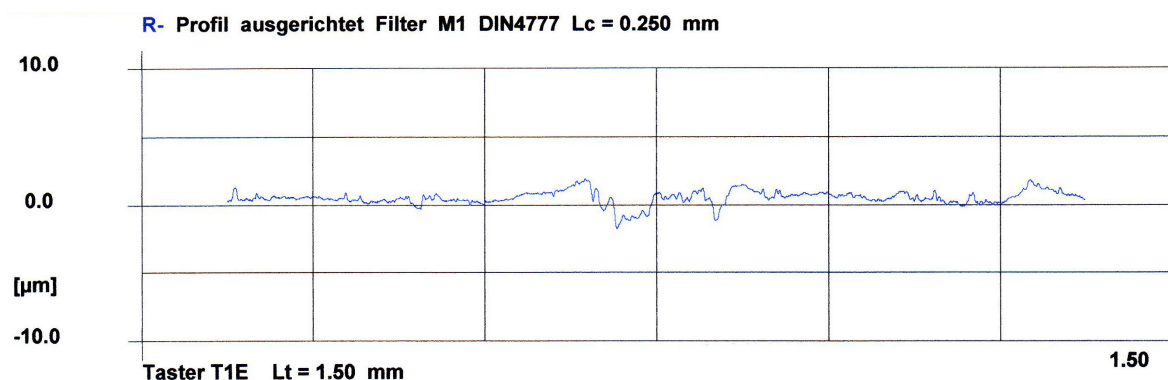


Abb. 113: R-Profil einer Tantalprobe mit u-förmigem Querschnitt des Oberflächenschadens

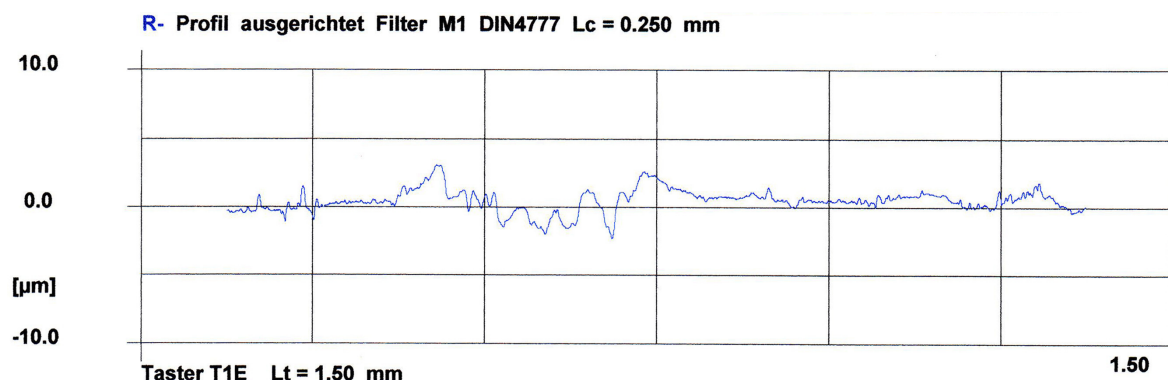


Abb. 114: R-Profil einer Tantalprobe mit u-förmigem Querschnitt des Oberflächenschadens

4.3.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit Deppeler-Stahlküretten

Nach der Bearbeitung der Nioboberflächen mit Deppeler-Küretten und einem angewandten Auflagedruck von 40 g, 400 g, 800 g, und 1500 g, konnten mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops keine Beschädigungen der Hülsoberflächen festgestellt werden. Die Oberflächen stellten sich als völlig unverändert dar (Abb. 115-118).

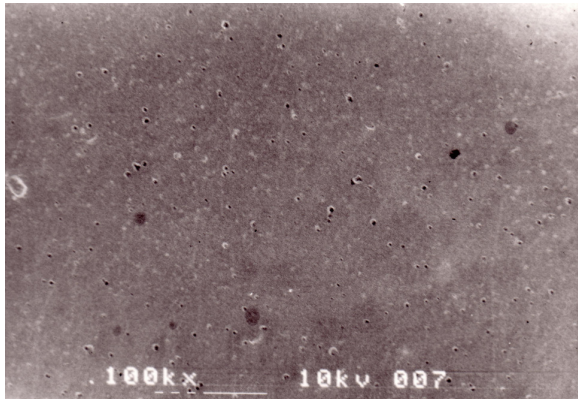


Abb. 115: Deppelerkürette auf Niob
40 g, REM 300-fach

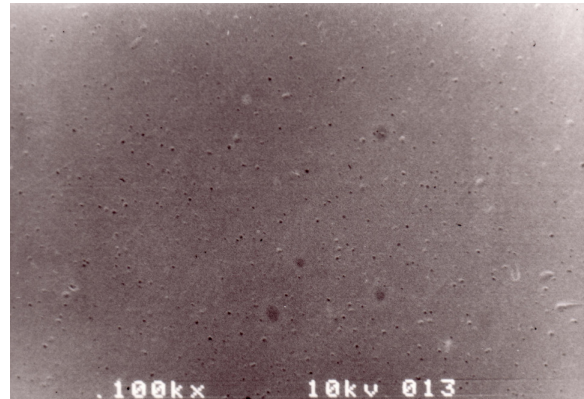


Abb. 116: Deppelerkürette auf Niob
400 g, REM 100-fach

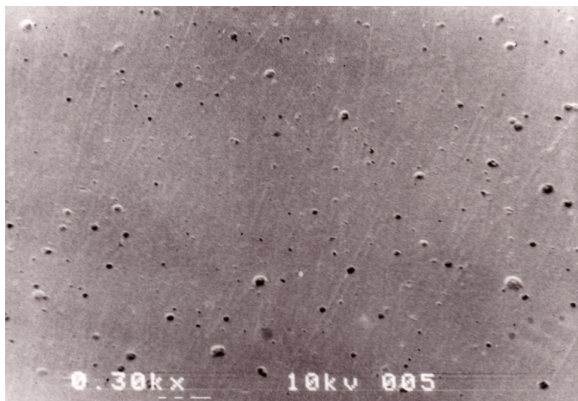


Abb. 117: Deppelerkürette auf Niob
800 g, REM 300-fach

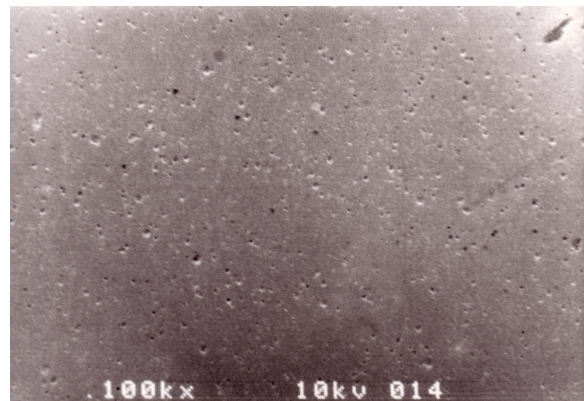


Abb. 118: Deppelerkürette auf Niob
1500 g, REM 100-fach

Ebenso wie bei den rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen verhält es sich mit den lichtmikroskopischen Aufnahmen. Sie zeigen keinerlei Beschädigung der Nioboberfläche, nachdem diese mit den Küretten bearbeitet wurde (Abb. 119-122).

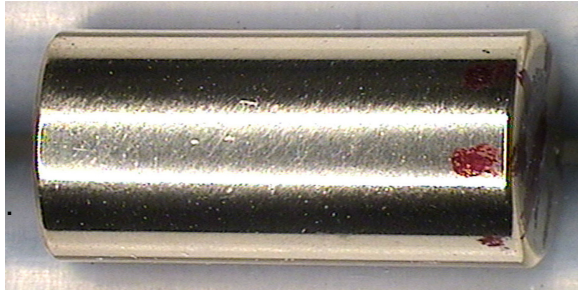


Abb. 119: Deppelerkürette auf Niob
40 g

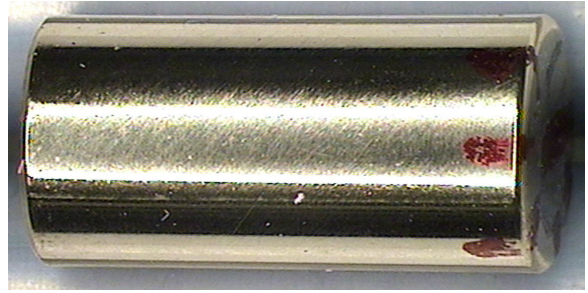


Abb. 120: Deppelerkürette auf Niob
400 g

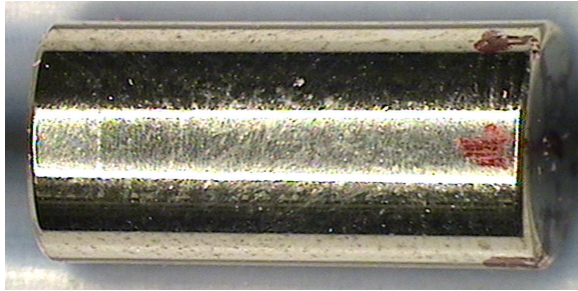


Abb. 121: Deppelerkürette auf Niob
800 g

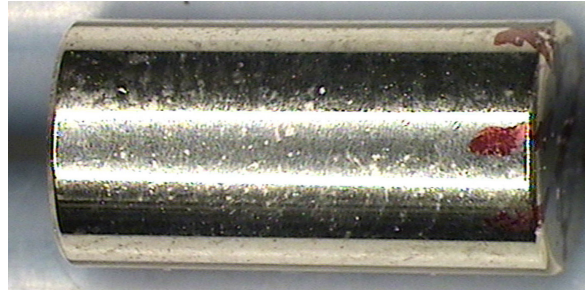
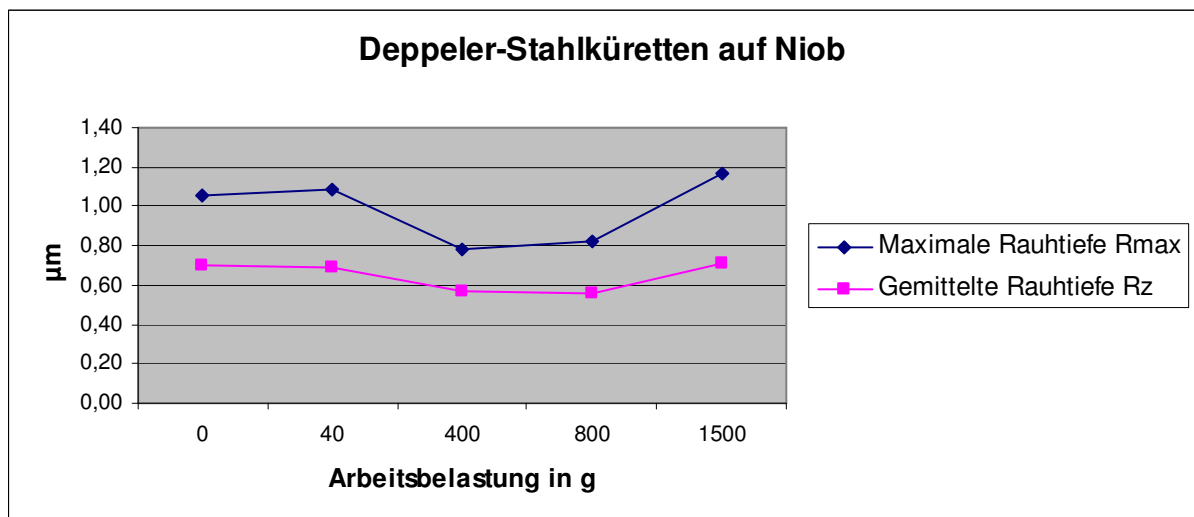


Abb. 122: Deppelerkürette auf Niob
1500 g

Bei der Betrachtung der Daten der Rauheitsmessung fällt auf, dass die Werte für R_{\max} und R_z bei einer Arbeitsbelastung von 400 g und 800 g nicht steigen, sondern fallen. Die gemessenen Werte liegen jedoch innerhalb der Standardabweichung und belegen so, dass die Küretten keinen Schaden an den Nioboberflächen verursacht haben (Diag 11 und Tab.3).



Tab. 11: Änderung von R_z und R_{\max} bei steigender Arbeitsbelastung

Druck	R _{max}	R _z
in g	in µm	in µm
0	1,06 ± 0,32	0,7 ± 0,14
40	1,09 ± 0,52	0,69 ± 0,19
400	0,78 ± 0,11	0,57 ± 0,08
800	0,82 ± 0,10	0,56 ± 0,02
1500	1,17 ± 0,16	0,71 ± 0,03

Tab. 3: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Auch bei Betrachtung der R-Profile konnte keine Veränderung der Oberfläche festgestellt werden (Abb. 123, 124).

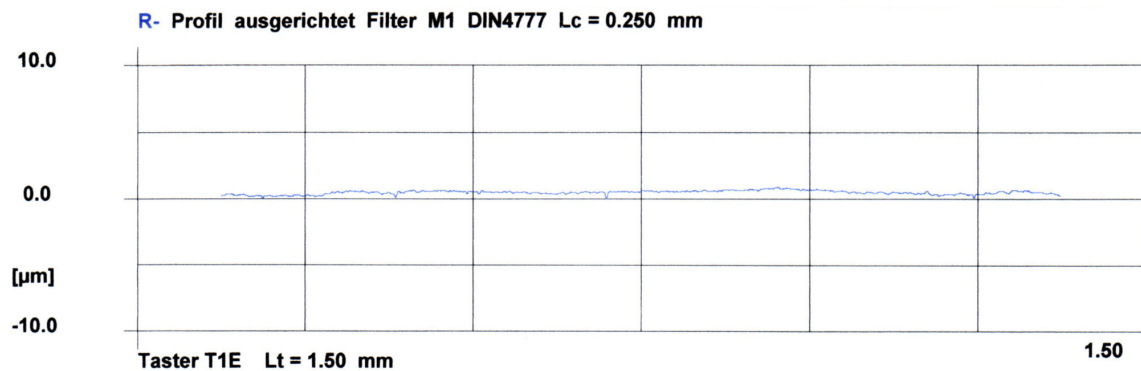


Abb. 123: R-Profil Niob, unverändert nach Bearbeitung mit 800 g Auflagedruck

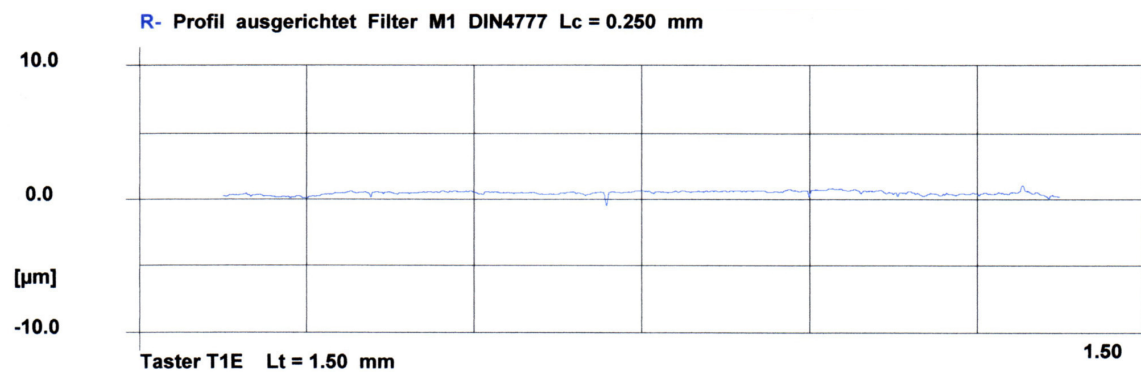


Abb. 124: R-Profil Niob, unverändert nach Bearbeitung mit 1500 g Auflagedruck

4.4. Laser

4.4.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit dem Nd:YAG-Laser

Durch die technisch gegebenen Einstellungsmöglichkeiten am Laser-Gerät war es nicht möglich, den Einfluss der Impulsrate auf die Oberfläche zu untersuchen. Daher richtet sich das Hauptaugenmerk auf den Einfluss der Strahlenenergie auf die Oberfläche.

Bei der Bestrahlung der Titanoberflächen sind im lichtmikroskopischen Bild unverkennbare Beschädigungen an der Testoberfläche auszumachen, die sich sowohl über den Bereich der statischen als auch der dynamischen Testfläche erstrecken (Abb. 125-130). Die Schäden im Bereich der statischen Bestrahlung stellen sich mondkraterförmig dar, während sich die Schäden im dynamisch bestrahlten Areal als linienartige Veränderung erkennen lassen, die aus mehreren aneinander gereihten „Kratern“ bestehen.

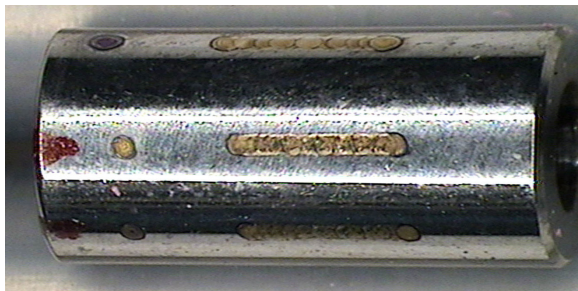


Abb. 125: Laser auf Titan 100mj/15pps



Abb. 126: Laser auf Titan 200mj/15pps

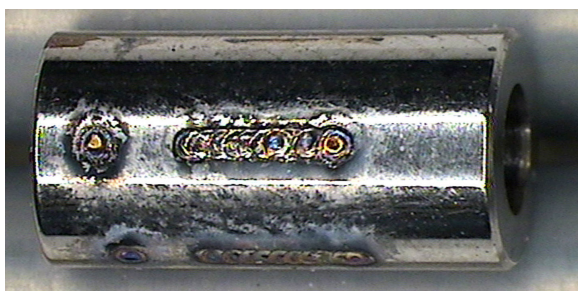


Abb. 127: Laser auf Titan 320mj/15pps

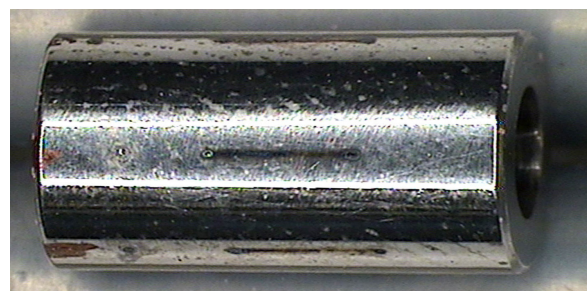


Abb. 128: Laser auf Titan 30mj/100pps

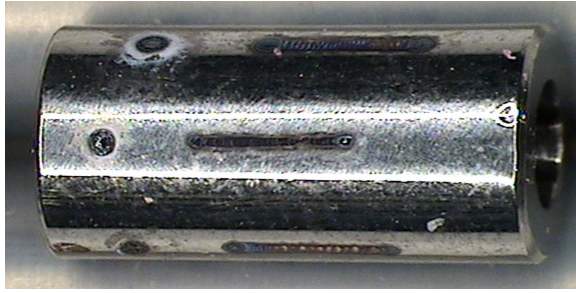


Abb. 129: Laser auf Titan 60mj/100pps

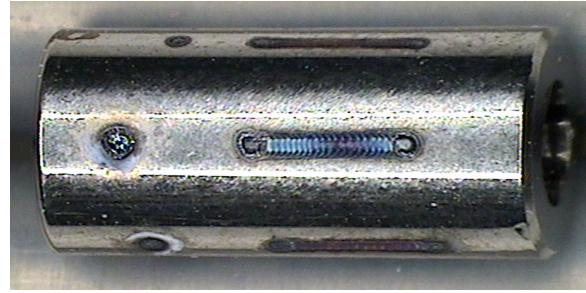
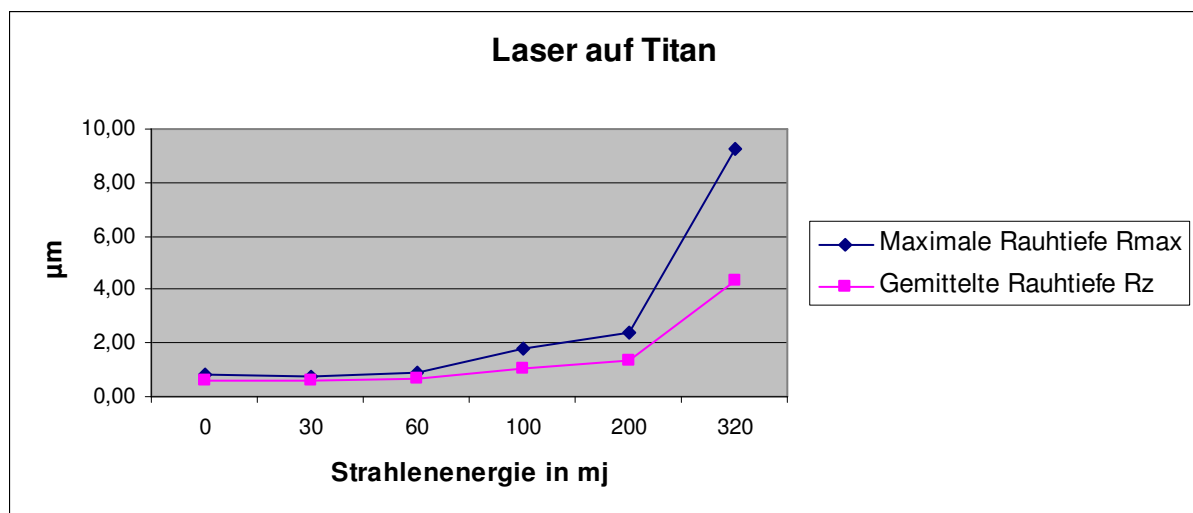


Abb. 130: Laser auf Titan 100mj/100pps

Die Rauheitsmessung kommt zu dem Ergebnis, dass mit dem Anstieg der Strahlenenergie von 30 mJ auf 60, 100, 200 bis 320 mJ die Werte von R_{\max} und R_z ebenfalls zunehmen (Diag.12 und Tab. 4), was auf eine Oberflächenveränderung schließen lässt.



Diag. 12: Änderung von R_z und R_{\max} bei steigender Strahlenenergie

Energie	R_{\max}	R_z
in mJ	in μm	in μm
0	$0,83 \pm 0,24$	$0,56 \pm 0,09$
30	$0,71 \pm 0,08$	$0,57 \pm 0,04$
60	$0,91 \pm 0,35$	$0,65 \pm 0,21$
100	$1,76 \pm 1,17$	$1,08 \pm 0,49$
200	$2,38 \pm 0,41$	$1,34 \pm 0,03$
320	$9,26 \pm 6,88$	$4,34 \pm 2,82$

Tab. 4: Änderung von R_z und R_{\max} bei steigender Strahlenenergie

Es ist auffallend, dass sich die Rauheitswerte bei 30 und 60 mJ Bestrahlungsenergie kaum ändern, bei 100 und 200 mJ deutlich und ab einer Strahlenenergie von 320 mJ signifikant ansteigen. R_{\max} steigt von $2,38 \pm 0,41 \mu\text{m}$ bei einer Strahlenenergie von 200 mJ um 289 % auf $9,26 \pm 6,88 \mu\text{m}$ bei einer

Strahlenleistung von 320 mj an. R_z steigt bei den selben Strahlenwerten von $1,34 \pm 0,03 \mu\text{m}$ bei 200 mj um 223 % auf $4,34 \pm 2,82 \mu\text{m}$ bei 320 mj Strahlenenergie an. R_{max} steigt insgesamt von $0,83 \pm 0,24 \mu\text{m}$ bei einer unbearbeiteten Oberfläche um 1016% auf $9,26 \pm 6,88 \mu\text{m}$ bei 320 mj Bestrahlung und R_z steigt von $0,56 \pm 0,09 \mu\text{m}$ um 675% auf $4,34 \pm 2,82 \mu\text{m}$.

Das R-profil stellt die Oberfläche nach der Laserbehandlung mit 320 mj Strahlenenergie als zerklüftet und unregelmäßig dar (Abb. 131).

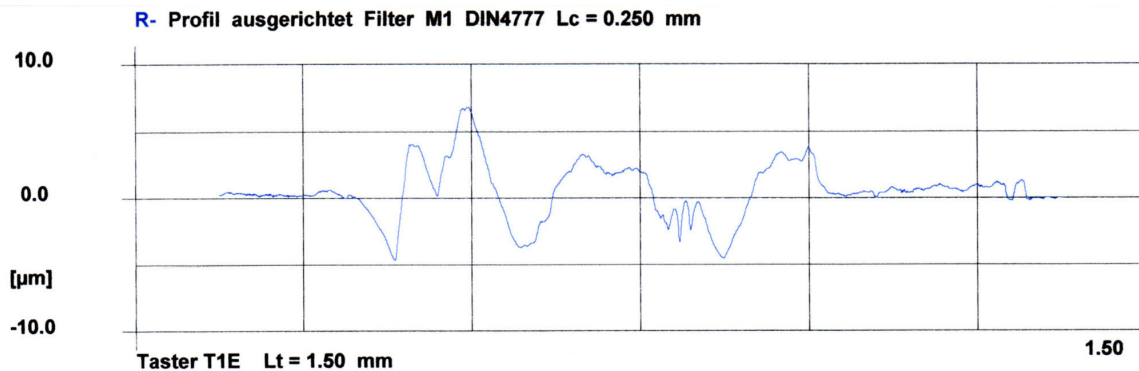


Abb. 131: R-Profil Titan nach Bestrahlung mit Laser bei 320 mj

Das Material wurde durch die Bestrahlung anscheinend auf der Oberfläche neu verteilt, so dass in einigen Bereichen ein Materialmangel und in anderen ein Materialüberschuss entstanden ist. Es liegt eindeutig eine Beschädigung der Oberfläche vor.

Ein gleiches Ergebnis wird bei niedrigeren Energien erzielt, jedoch in geringerem Ausmaß (Abb. 132).

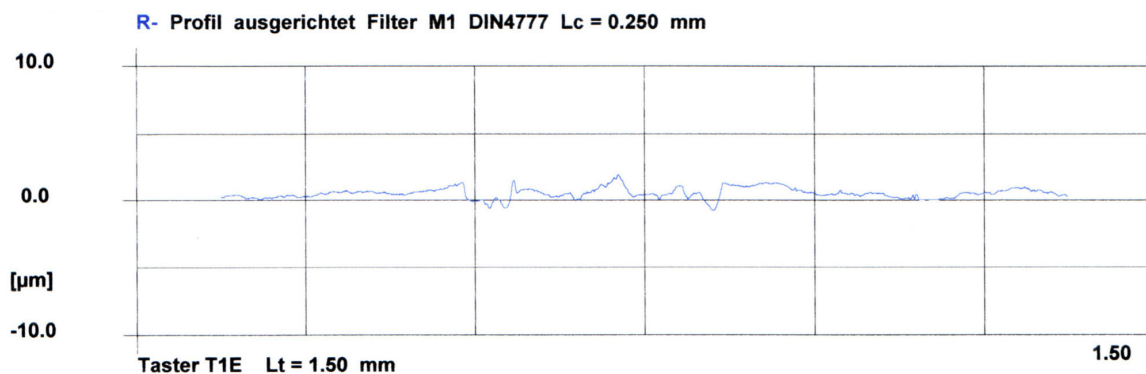


Abb. 132: R-Profil Titan nach Bestrahlung mit Laser bei 100 mj

Die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen lassen vermuten, dass das Material an der Oberfläche schmilzt, sich neu verteilt und dann wieder erkaltet.

Abbildung 133 zeigt einen Oberflächenausschnitt, der fünf Sekunden lang durchgehend mit einer Energie von 100 mj bestrahlt wurde. Der entstandene Defekt stellt sich wie im Auflichtmikroskop als runde, mondkraterförmige Erscheinung dar. In Bild 134 ist der Randbereich dieses Defektes 300-fach vergrößert dargestellt. Man erkennt, dass sich zur intakten Oberfläche hin ein Materialüberschuss angesammelt hat, der den Eindruck vermittelt, dass es sich hierbei um erstarrtes, ehemals heißes, flüssiges Metall handelt. Zum „Kraterinneren“ hin zeichnet sich ein Materialdefizit ab und es sind Spannungsrisse in der Oberfläche zu sehen, die durch das Abkühlen des bestrahlten Bereiches entstanden sind.

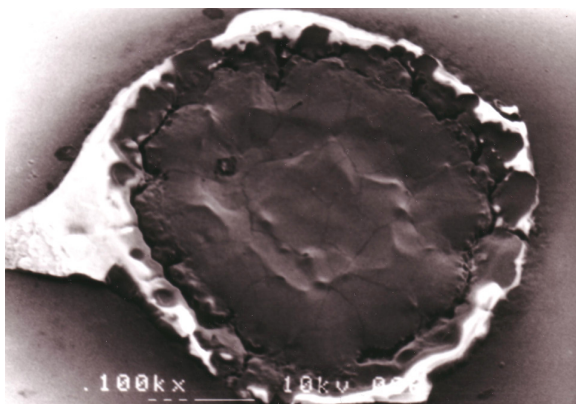


Abb. 133: Laser auf Titan, statisch bei 100 mj, 100-fach

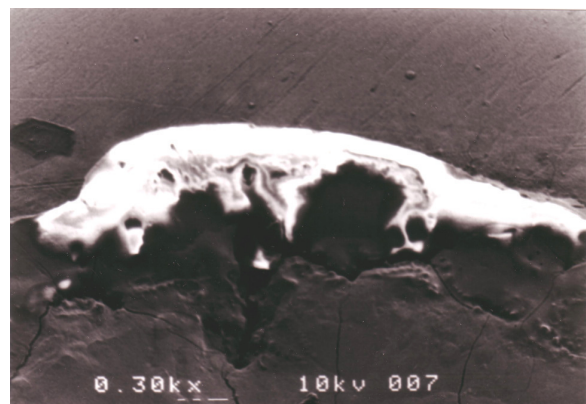


Abb. 134: Laser auf Titan, statisch bei 100 mj, 300-fach

Abbildung 135 zeigt das Zentrum eines Defektes, der durch statische Bestrahlung entstanden ist.

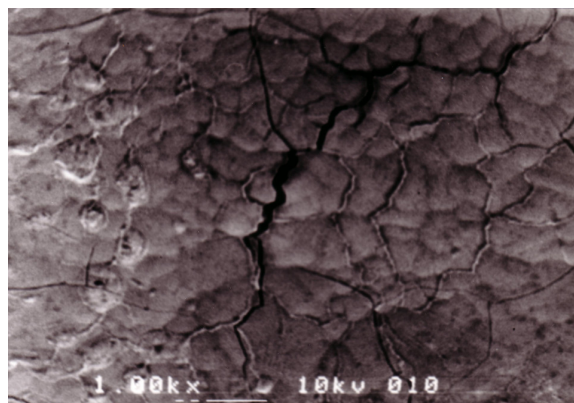


Abb. 135: Laser auf Titan, statisch bei 100 mj, 1000-fach

Bei der bewegten Bestrahlung treffen verschiedene Impulse auf sich überlappende Bereiche der Versuchsstrecke, was auch bei 30 mj Strahlenenergie zu ineinander laufenden, kreisförmigen Oberflächenschäden, führt (Abb. 136, 137).

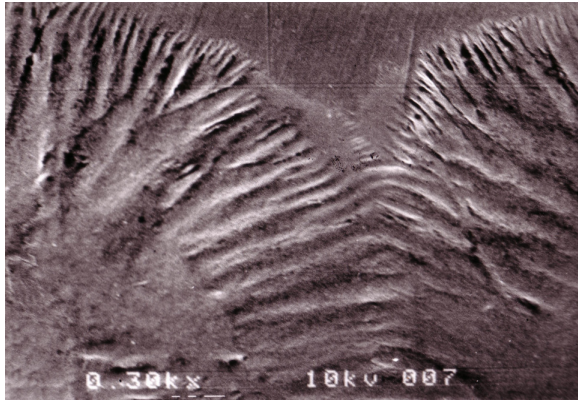


Abb. 136: Laser auf Titan, dynamisch bei 100 mj, 300-fach

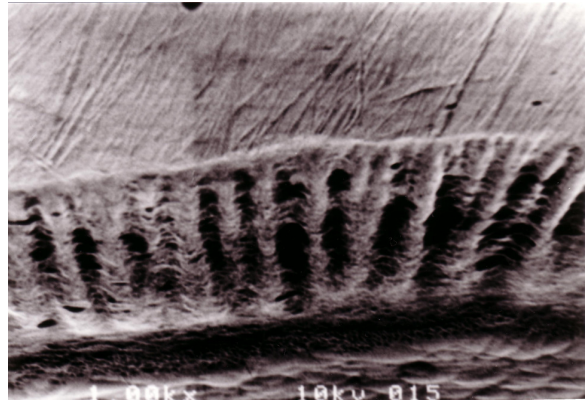


Abb. 137: Laser auf Titan, dynamisch bei 30 mj, 1000-fach

4.4.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit dem Nd:YAG-Laser

Auch bei den Tantaloberflächen zeigen die Bilder des Auflichtmikroskops eindeutige Schäden an der Hülsoberfläche (Abb. 138-142).

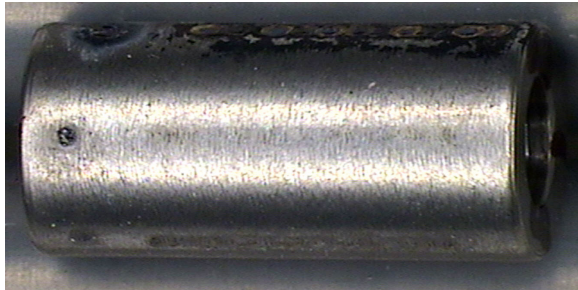


Abb. 138: Laser auf Tantal 30mj/100pps

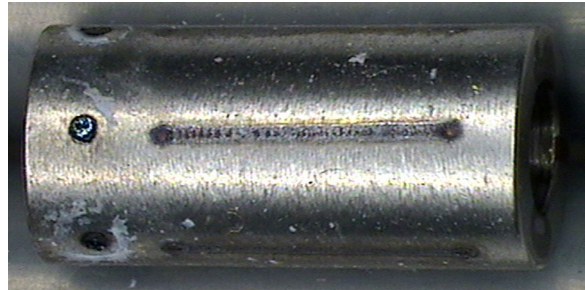


Abb. 139: Laser auf Tantal 60mj/100pps

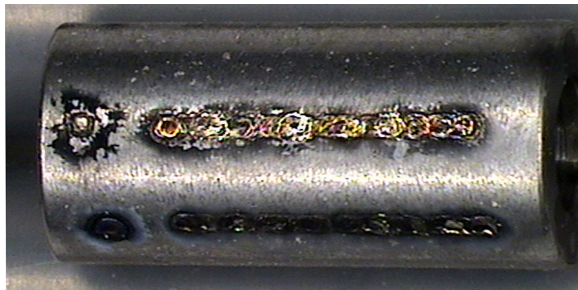


Abb. 140: Laser auf Tantal 100mj/15pps

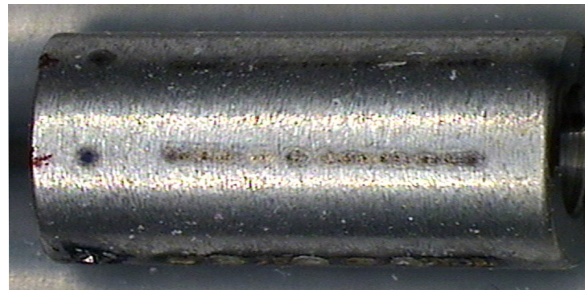


Abb. 141: Laser auf Tantal 200mj/15pps

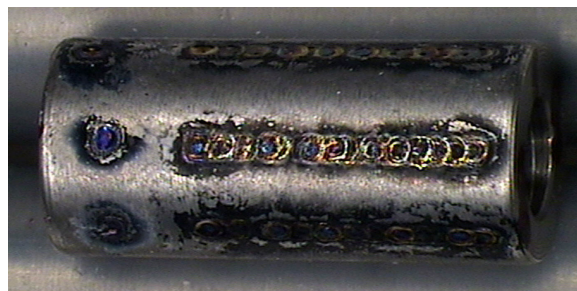
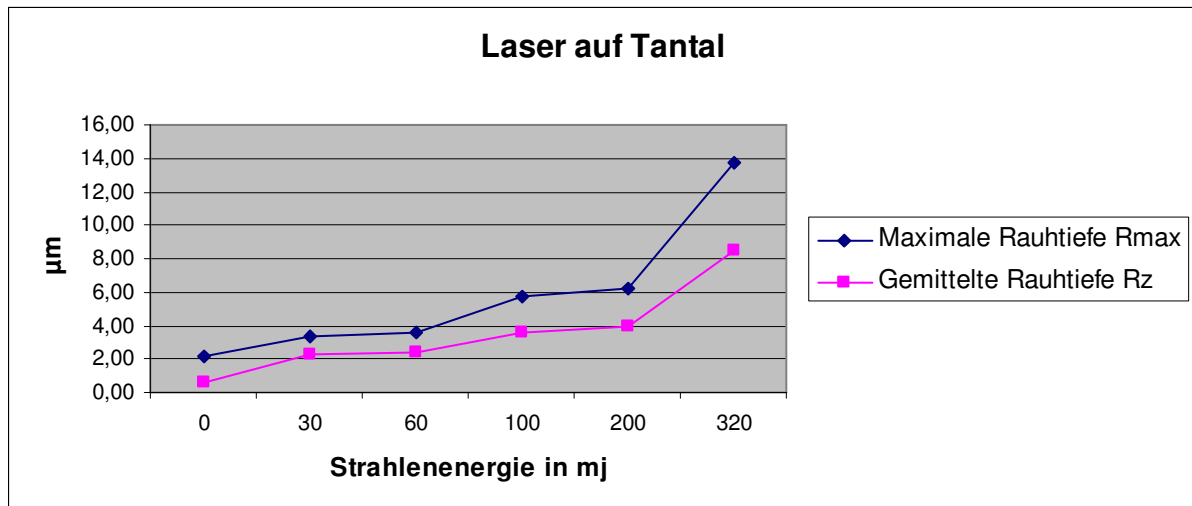


Abb. 142: Laser auf Tantal 320mj/15pps

Diese Beobachtung wird durch die Rauheitsmessung untermauert. Mit zunehmender Strahlenenergiestärke nimmt auch die Rauheit zu (Diag. 13). Dabei steigen die Werte für R_{\max} von $2,15 \pm 0,55 \mu\text{m}$ bei der unbehandelten Oberfläche auf $13,79 \pm 6,48 \mu\text{m}$ bei einer mit 320 mj bestrahlten Oberfläche. Das entspricht einer Steigerung um 541% und für R_z ist eine Steigerung um 478% von $1,47 \pm 0,28 \mu\text{m}$ auf $8,49 \pm 3,05 \mu\text{m}$ gemessen worden.



Diag. 13: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Strahlenenergie

Die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen zeigen, wie zuvor bei den Titanhülsen, „mondkraterförmige“ Schäden an der stationär bestrahlten Oberfläche (Abb.143) mit Metalleinschmelzungen (Abb. 144) und Spannungsrissen (Abb. 145). Die Abbildungen 144 und 145 zeigen Details des in Abbildung 143 dargestellten Schadens.

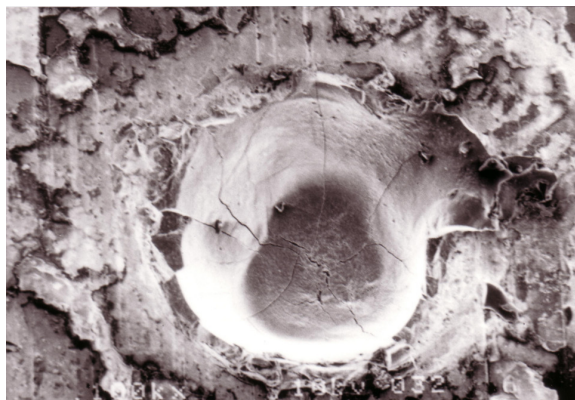


Abb. 143: Laser auf Tantal, statisch bei 200 mj, 100-fach

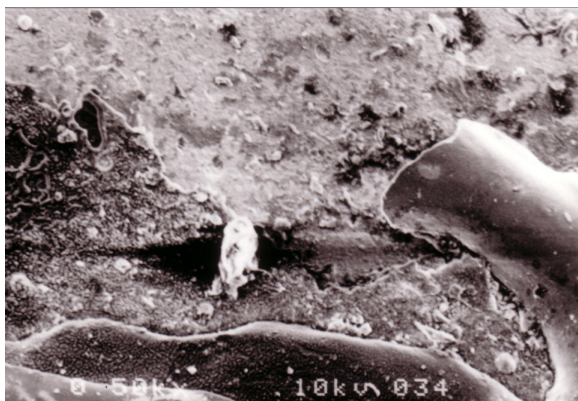


Abb. 144: Laser auf Tantal, statisch bei 200 mj, 500-fach

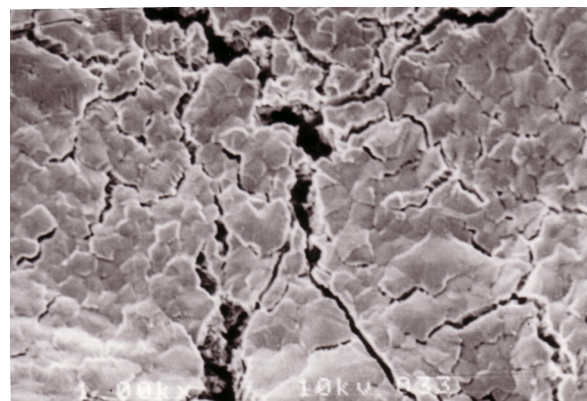


Abb. 145: Laser auf Tantal, statisch bei 200 mj, 1000-fach

Bei REM-Bildern der mit 320 mj dynamisch bestrahlten Oberfläche erkennt man deutlich die sich überlappenden „Krater“, die durch die Bewegung des Lasers eine Linie bilden (Abb. 146-148).

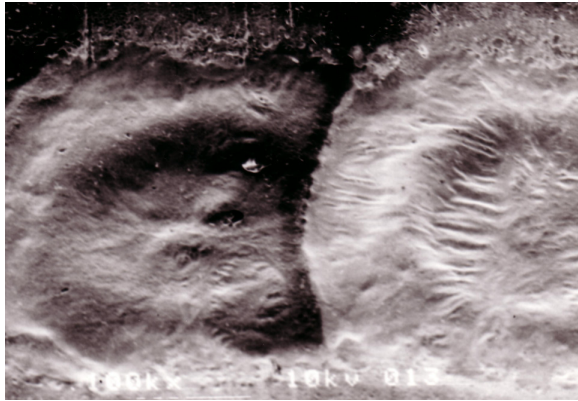


Abb. 146: Laser auf Tantal, dynamisch bei 320 mj, 100-fach

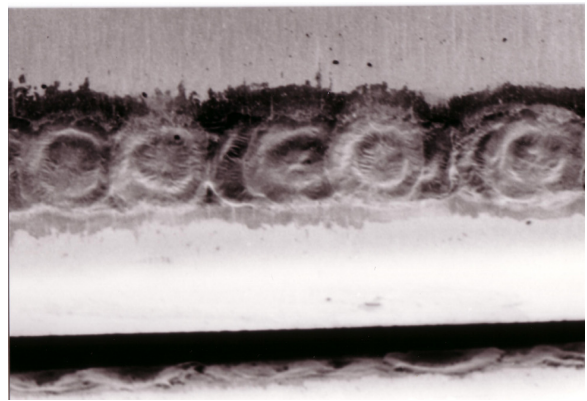


Abb. 147: Laser auf Tantal, dynamisch bei 320 mj, 25-fach



Abb. 148: Laser auf Tantal, dynamisch, bei 320 mj, 100-fach

Bei niedrigeren Energien sind diese Spuren weniger deutlich zu sehen, jedoch hinterlässt der Laser auch bei 100 mj eine Linie von Metalleinschmelzungen auf der Testoberfläche (Abb. 149-151, Abb. 150, 151 sind Ausschnitte von Abb. 149).

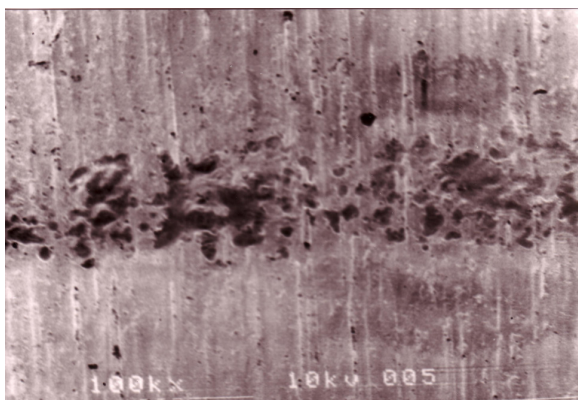


Abb. 149: Laser auf Tantal, dynamisch bei 100 mj, 100-fach

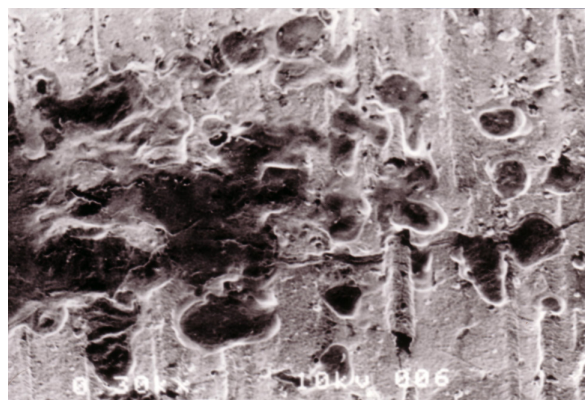


Abb. 150: Laser auf Tantal, dynamisch bei 100 mj, 300-fach

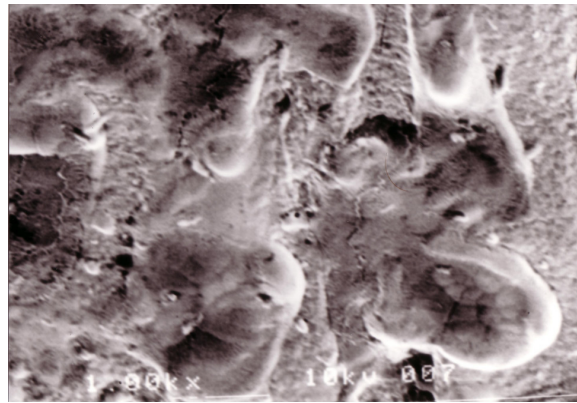


Abb. 151: Laser auf Tantal, dynamisch bei 100 mj, 1000-fach

Bei 30 mj Strahlenenergie sind die Schäden im REM-Bild nur in großen Vergrößerungen auszumachen, aber auch hier nachzuweisen (Abb.152-154, Abb. 153, 154 sind Ausschnitte von Abb. 152). Es zeigen sich feine Poren, Spannungsrisse, Einschmelzungen und Defekte in der Beschichtung.

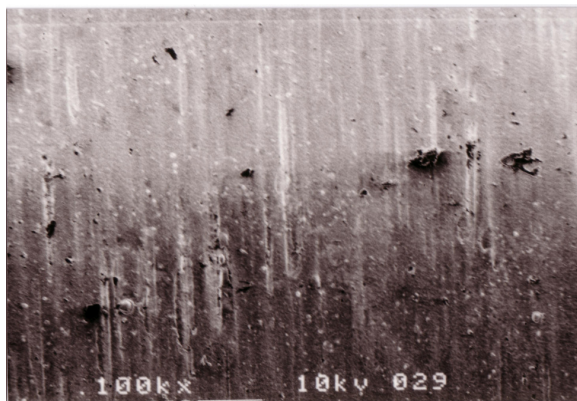


Abb. 152: Laser auf Tantal, dynamisch bei 30 mj, 100-fach

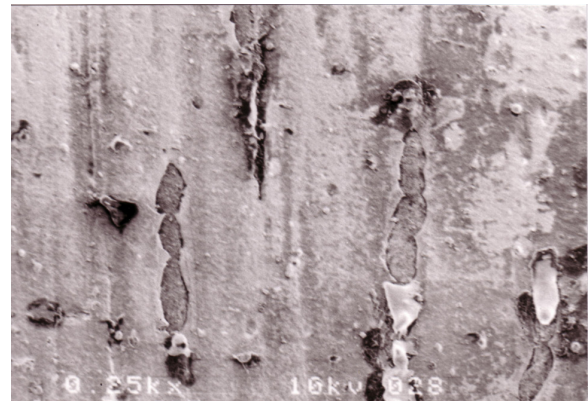


Abb. 153: Laser auf Tantal, dynamisch bei 30 mj, 250-fach

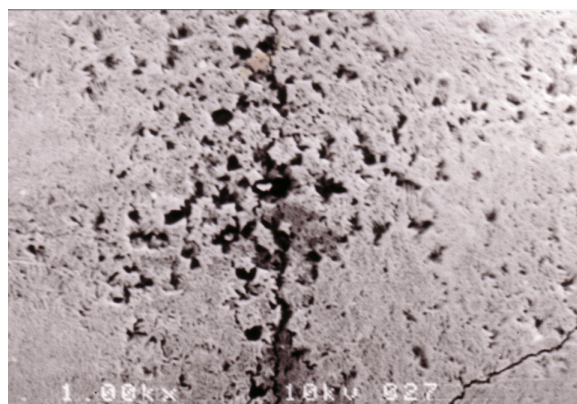


Abb. 154: Laser auf Tantal, dynamisch bei 30 mj, 1000-fach

Die R-Profile des Hommel-Testers reflektieren diese Ergebnisse. Das Profil wird mit zunehmender Strahlenenergie unregelmäßiger d.h. das Ausmaß der Materialumverteilung nimmt zu (Abb. 155-157).

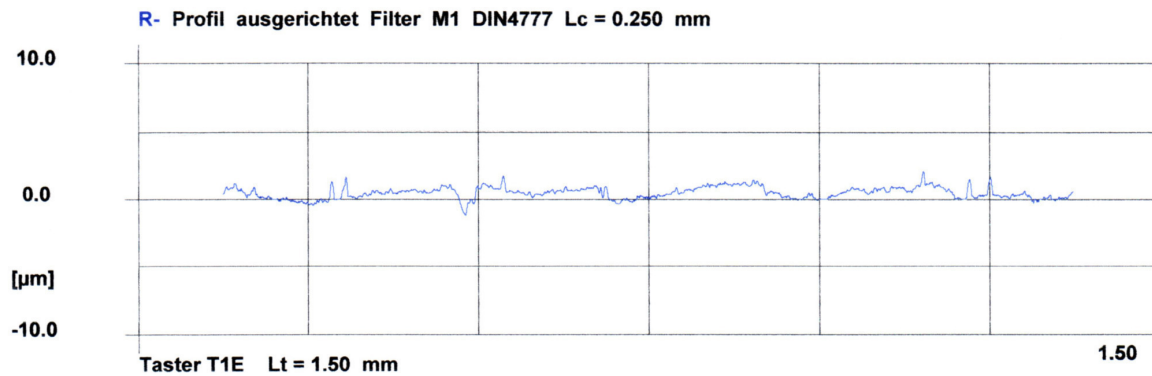


Abb. 155: R-Profil Tantal nach Bestrahlung mit Laser bei 30 mJ

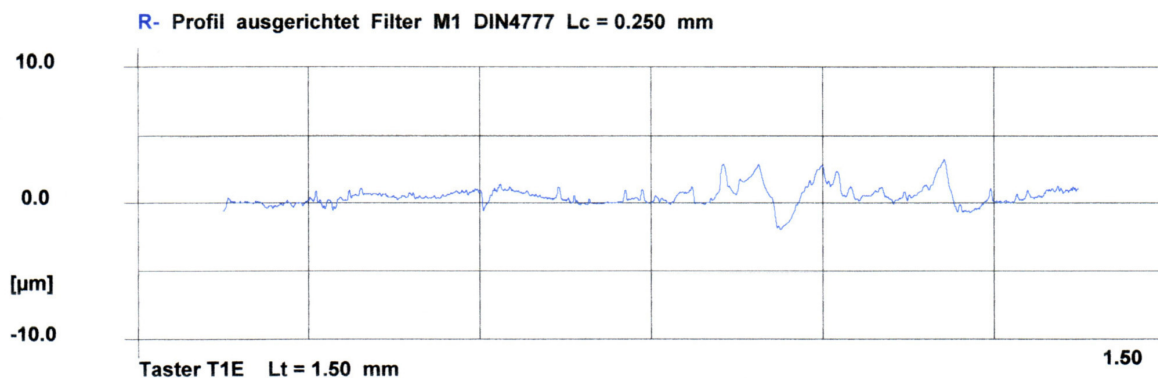


Abb. 156: R-Profil Tantal nach Bestrahlung mit Laser bei 100 mJ

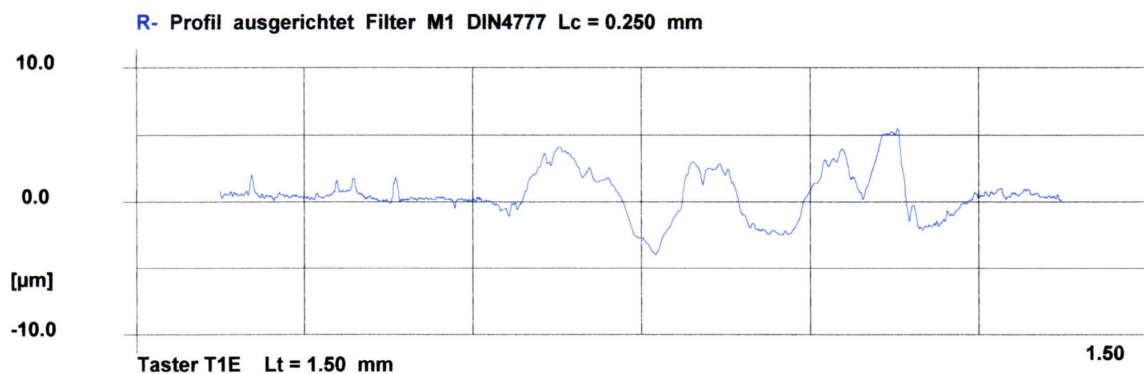


Abb. 157: R-Profil Tantal nach Bestrahlung mit Laser bei 320 mJ

4.4.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit dem Nd:YAG-Laser

Die lichtmikroskopischen Aufnahmen der mit dem Laser bearbeiteten Nioboberflächen zeigen eindeutige Beschädigungen der Oberfläche (Abb. 158-163).

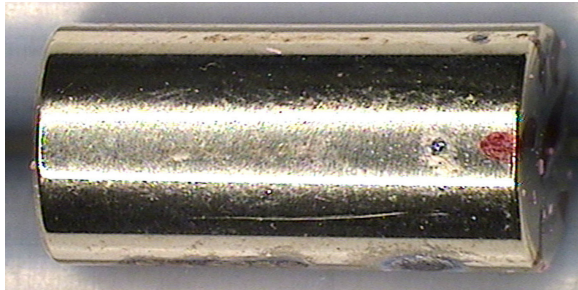


Abb. 158: Laser auf Niob 30mj/100pps

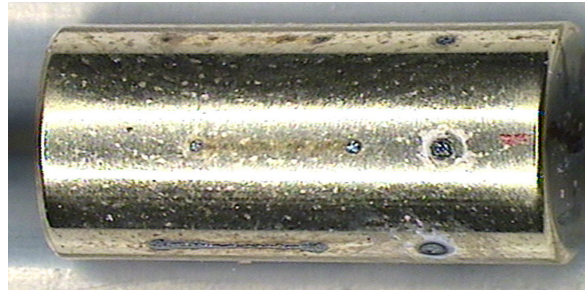


Abb. 159: Laser auf Niob 60mj/100pps

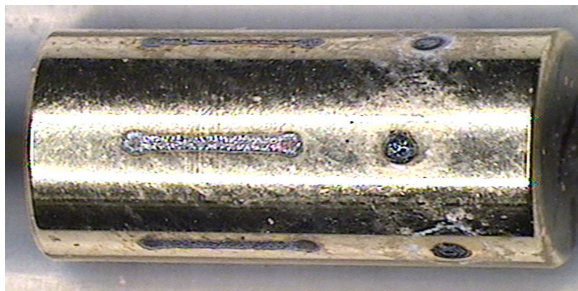


Abb. 160: Laser auf Niob 100mj/100pps

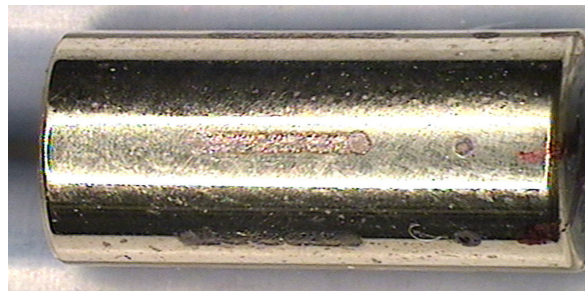


Abb. 161: Laser auf Niob 100mj/15pps

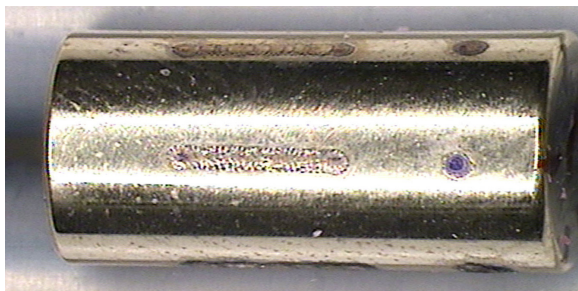


Abb. 162: Laser auf Niob 200mj/15pps

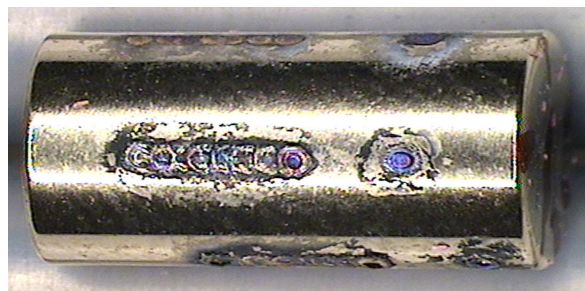
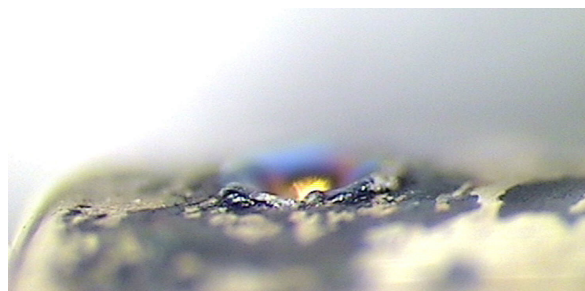


Abb. 163: Laser auf Niob 320mj/15pps

An den Stellen, die statisch bestrahlt wurden, haben sich, wie auch bei den Titan- und Tantaloberflächen, „mondkraterähnliche“ Oberflächenveränderungen eingestellt (Abb. 164).

Abb. 164: Laser auf Niob, statisch bei 320 mj



Die Überlagerungen der Schäden durch die einzelnen Impulse bei der dynamischen Anwendung sind in der lichtmikroskopischen Detailaufnahme und im REM-Bild gut sichtbar (Abb. 165, 166).

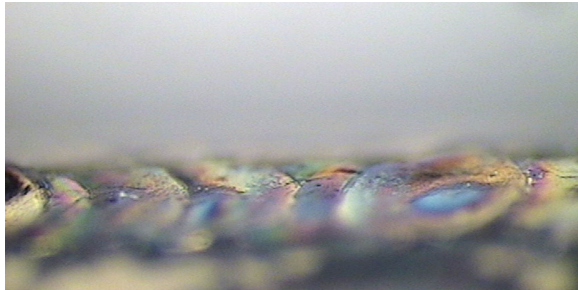


Abb. 165: Laser auf Niob, dynamisch bei 320 mj

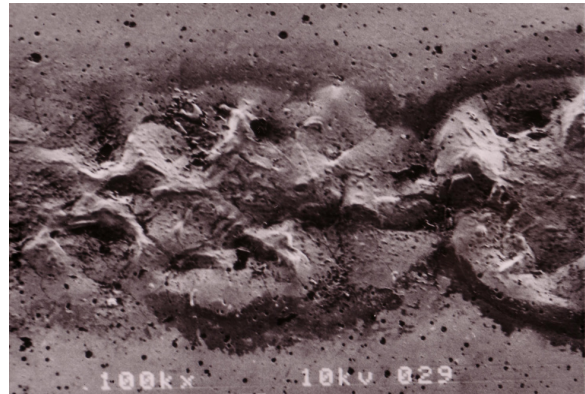
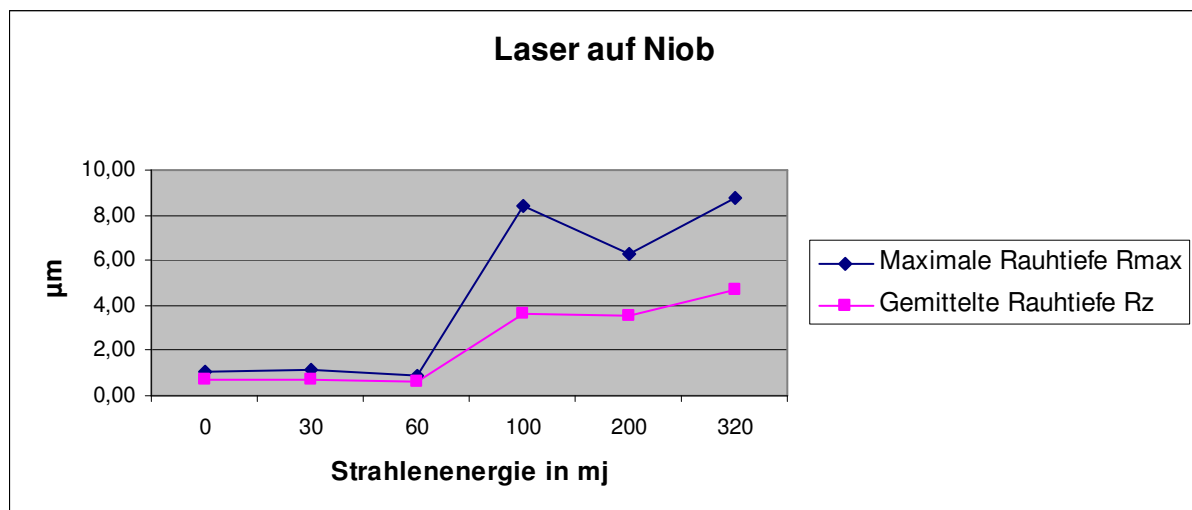


Abb. 166: Laser auf Niob, dynamisch bei 100 mj, 100-fach

Die Rauheitsmessung zeigt erneut, dass sich die Werte für R_{\max} und R_z mit zunehmender Strahlenenergie verändern. Jedoch ist ein signifikanter Anstieg der Werte erst ab einer Strahlenenergie von 100 mj zu beobachten. Bei 30 und 60 mj ergab die Rauheitsmessung, dass sich R_{\max} und R_z lediglich im Bereich der Standardabweichung der unbearbeiteten Oberfläche ändern (Diag. 14, Tab. 5).



Diag. 14 und Tab. 5: Änderung von R_z und R_{\max} bei steigender Strahlenenergie

Energie	Rmax	Rz
in mj	in μm	in μm
0	1,06 ± 0,32	0,7 ± 0,14
30	1,11 ± 0,65	0,69 ± 0,23
60	0,91 ± 0,21	0,61 ± 0,05
100	8,44 ± 1,08	3,65 ± 0,83
200	6,24 ± 1,58	3,53 ± 1,19
320	8,74 ± 4,07	4,68 ± 2,29

Im rasterelektronenmikroskopischen Bild ist jedoch zu erkennen, dass die Oberfläche trotz nur leicht veränderter Rauheitswerte bei 60 mj beschädigt wird (Abb. 167, 168).

Bei 30 mj ist lediglich eine Verfärbung der Oberfläche zu erkennen (Abb. 169, 170).

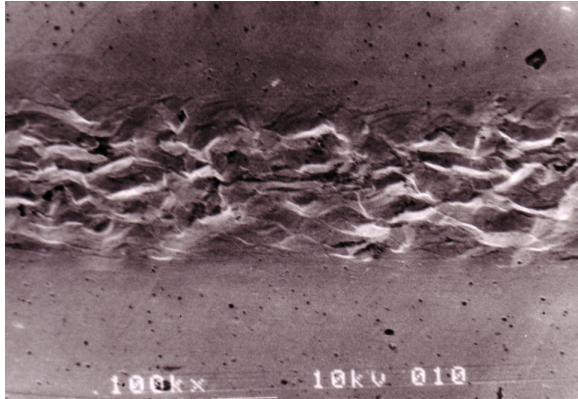


Abb. 167: Laser auf Niob, dynamisch bei 60 mj, 100-fach

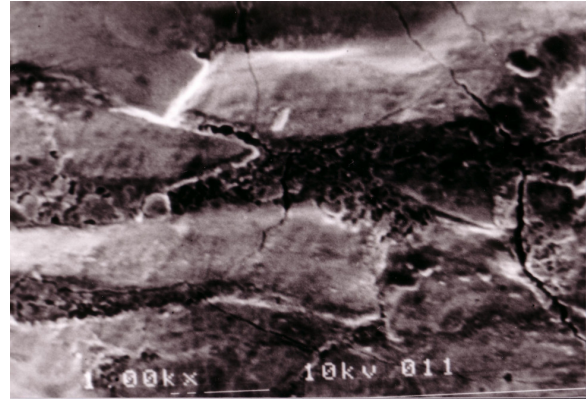


Abb. 168: Laser auf Niob, dynamisch bei 60 mj, 1000-fach

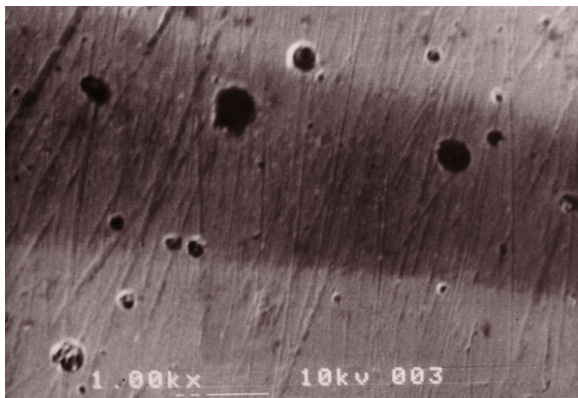


Abb. 169: Laser auf Niob, dynamisch bei 30 mj, 1000-fach

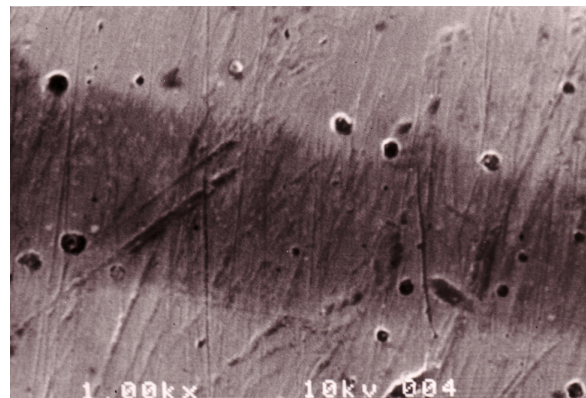


Abb. 170: Laser auf Niob, dynamisch bei 30 mj, 1000-fach

R_{\max} steigt vom Ausgangswert $1,06 \pm 0,32 \mu\text{m}$ auf $8,47 \pm 4,07 \mu\text{m}$ bei 320 mj Strahlenenergie, was einer Steigerung um 699% entspricht. R_z steigt von $0,7 \pm 0,14 \mu\text{m}$ um 569% auf $4,68 \pm 2,29 \mu\text{m}$ bei ebenfalls 320 mj.

Bei dynamischer Bestrahlung mit einer Energie von 200 mj sind in der REM-Aufnahme Spannungsrisse zu erkennen, die sich über die Grenze der bearbeiteten Fläche hinaus bis in die unbearbeitete Grenzregion ausbreiten (Abb. 171, 172). Des Weiteren sind Materialeinschmelzungen, -neuverteilungen und eine völlige Zerstörung der Ursprungsstruktur der Oberfläche zu beobachten, wie sie auch bei den Schäden durch die statische Bestrahlung vorliegen (Abb. 173, 174).

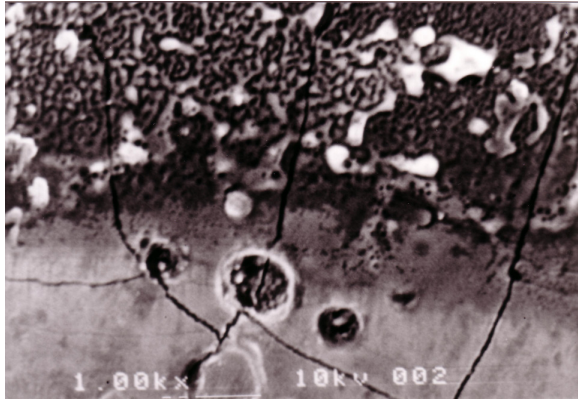


Abb. 171: Laser auf Niob, dynamisch bei 200 mj, 300-fach

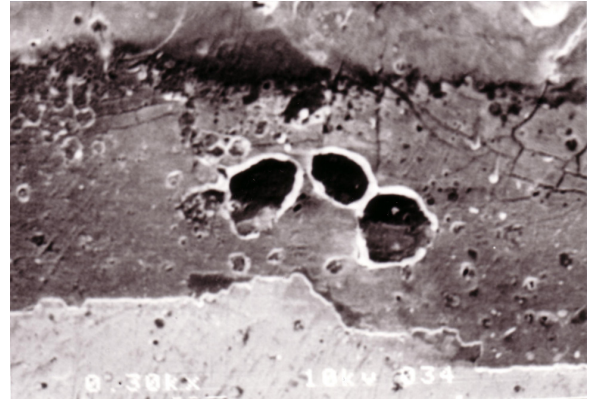


Abb. 172: Laser auf Niob, dynamisch bei 200 mj, 1000-fach

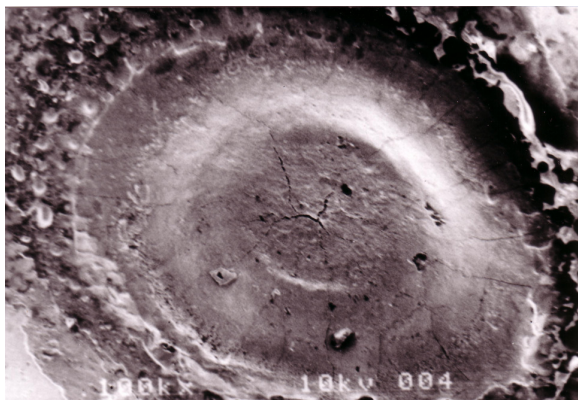


Abb. 173: Laser auf Niob, statisch bei 320 mj, 100-fach

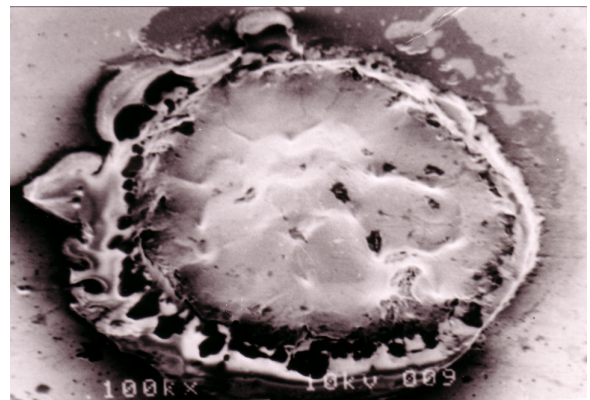


Abb. 174: Laser auf Niob, statisch bei 60 mj, 100-fach

Die R-Profile des Hommel-Testers bestätigen diese Ergebnisse. Bei einer Strahlenenergie von 30 bzw. 60 mj sind kaum Profiländerungen im Vergleich zu den unbearbeiteten Oberflächen auszumachen. Erst ab einer Energie von 100 mj sind eindeutige Profilunregelmäßigkeiten zu erkennen (Abb. 175-178).

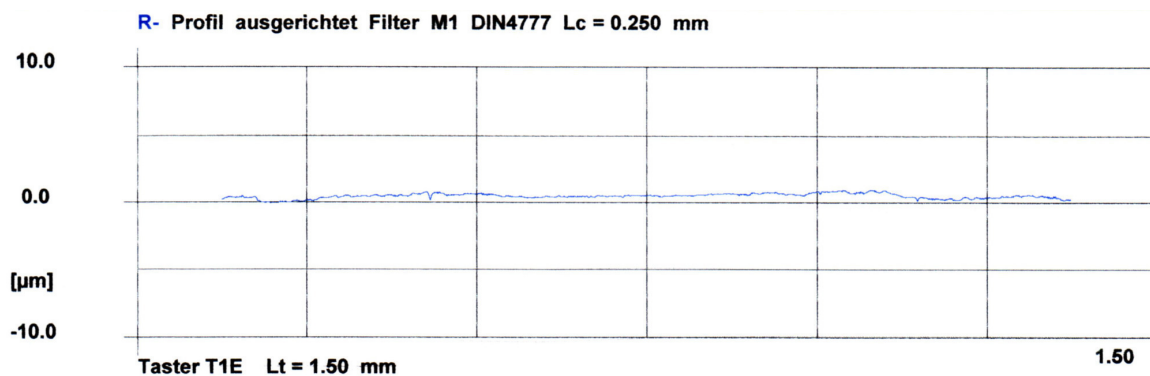


Abb. 175: R-Profil Niob nach Bestrahlung mit Laser bei 30 mj

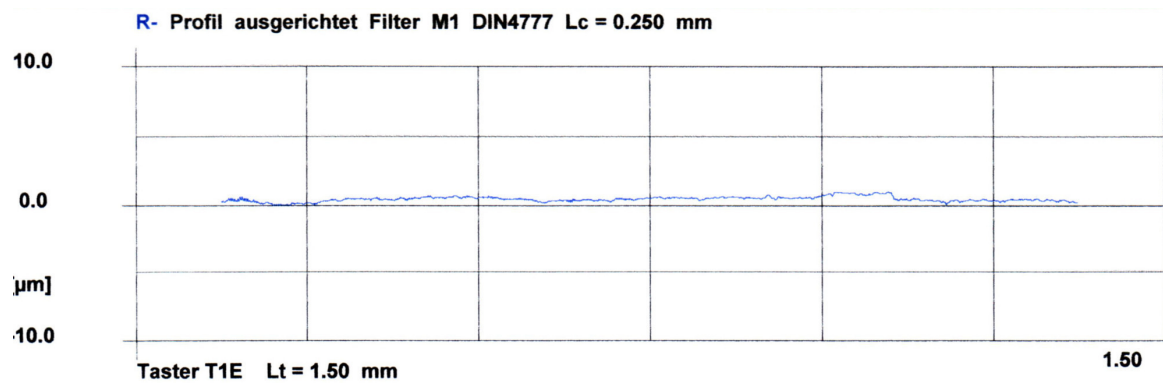


Abb. 176: R-Profil Niob nach Bestrahlung mit Laser bei 60 mJ

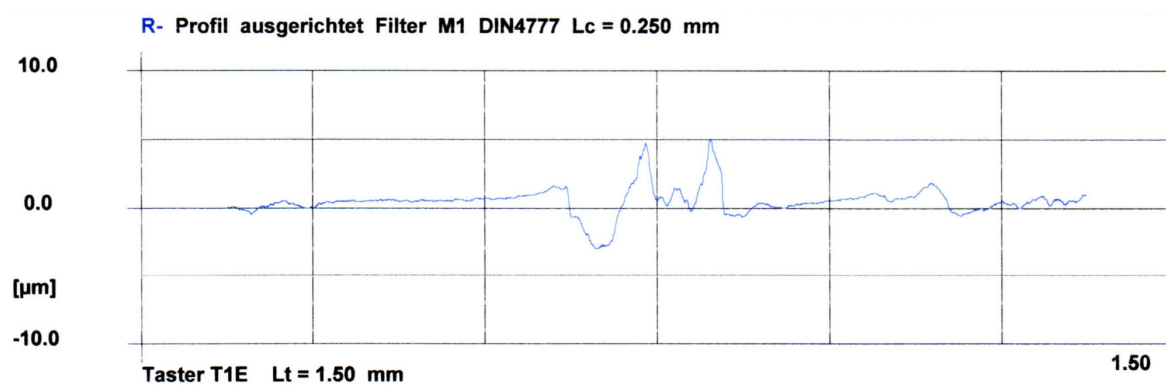


Abb. 177: R-Profil Niob nach Bestrahlung mit Laser bei 100 mJ

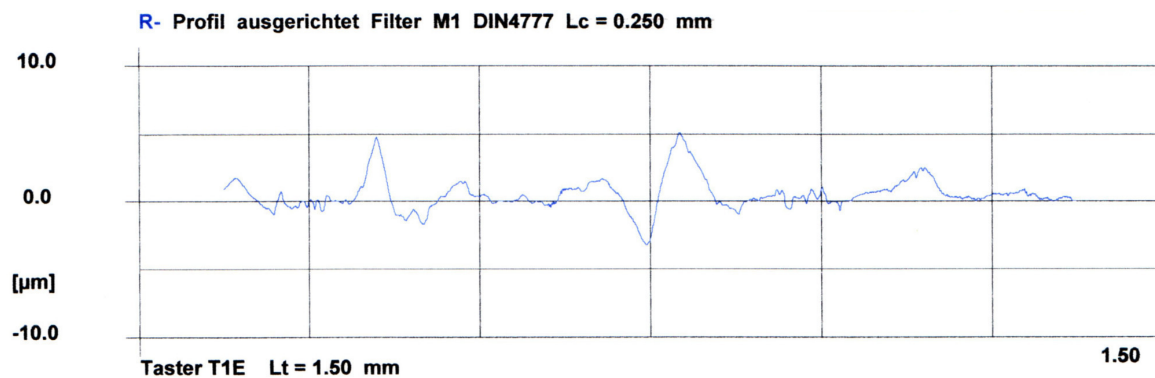


Abb. 178: R-Profil Niob nach Bestrahlung mit Laser bei 320 mJ

4.5. Ultraschall

4.5.1. Bearbeitung der Titan-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler

Nach der Bearbeitung der Titanabutmentoberfläche mit dem Ultraschallscaler sind im Lichtmikroskop deutliche Beschädigungen im Testareal festzustellen (Abb. 179-182).

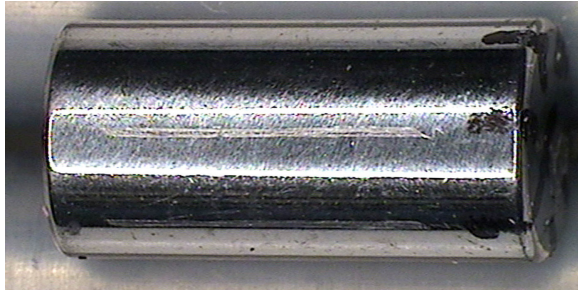


Abb. 179: Ultraschall auf Titan,
100 g, 160000 Hz, oW

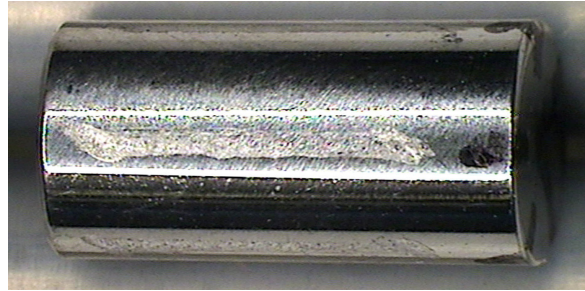


Abb. 180: Ultraschall auf Titan,
100 g, 300000 Hz, mW

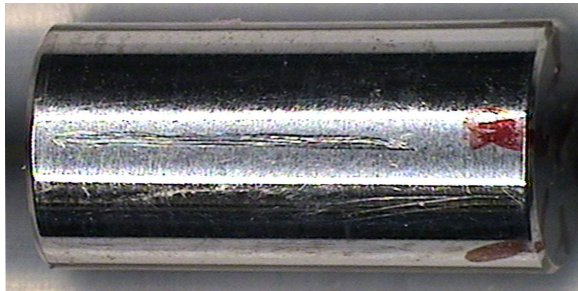


Abb. 181: Ultraschall auf Titan
400 g, 160000 Hz, mW

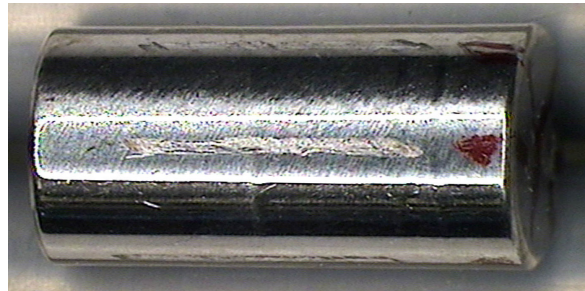


Abb. 182: Ultraschall auf Titan,
400 g, 160000 Hz, oW

Bei Betrachtung der Schäden fällt auf, dass die Spuren, die von einem mit 160000 Hz angewandten Instrument verursacht wurden, feine, einzelne Kratzer in sich zeigen. Bei den Feldern, die mit 300000 Hz bearbeitet wurden, ist der Schaden in sich homogener und vereinzelte Kratzer in der Spur sind seltener.

Anders stellt sich das Schadensbild mit dem Rasterelektronenmikroskop dar. Die Abbildungen 183 bis 186 zeigen Schäden, die durch ein Instrument, das mit 160000 Hz gearbeitet hat, verursacht wurden.

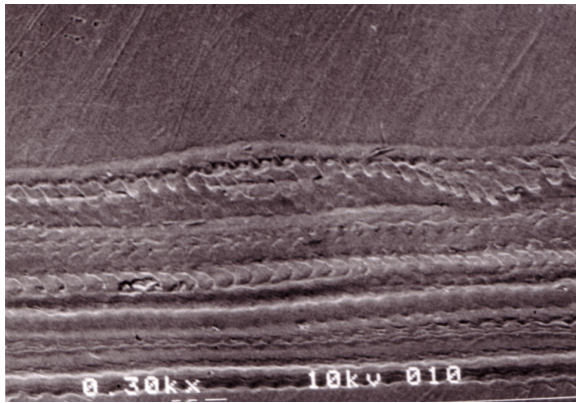


Abb. 183: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 100 g, 160000 Hz, oW

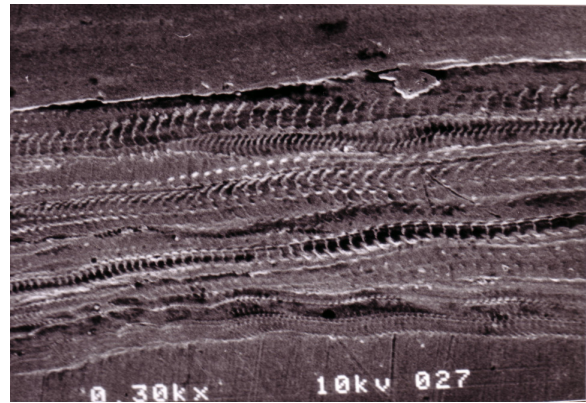


Abb. 184: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 200 g, 160000 Hz, mW

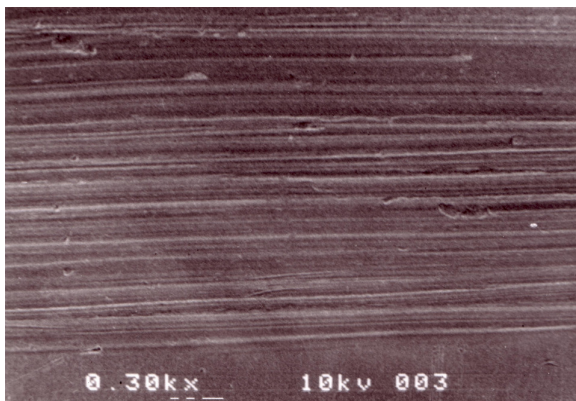


Abb. 185: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 400 g, 160000 Hz, oW

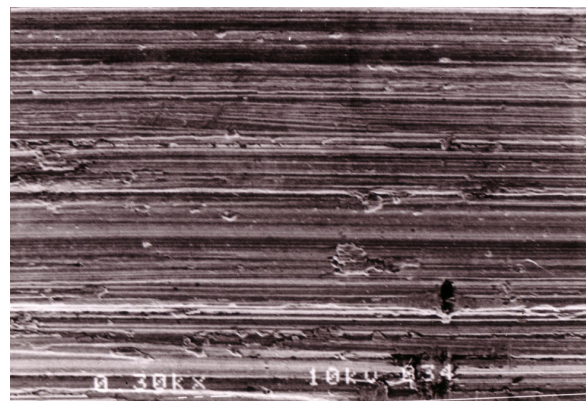


Abb. 186: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 800 g, 160000 Hz, mW

Hier sind sowohl klare, dicht nebeneinander liegende, fein strukturierte Rillen als auch darauf liegende, vereinzelte, schollenartige Oberflächenbruchstücke festzustellen. Auffällig ist, dass die Rillen bis zu einem Arbeitsdruck von 200 g wellenförmig verlaufen und in regelmäßigem Abstand auch Querrillen zu sehen sind. Ab 400 g Arbeitsbelastung verschwinden diese Querrillen und die Hauptspuren verlaufen annähernd gerade und nicht wellenförmig (Abb. 187, 188).

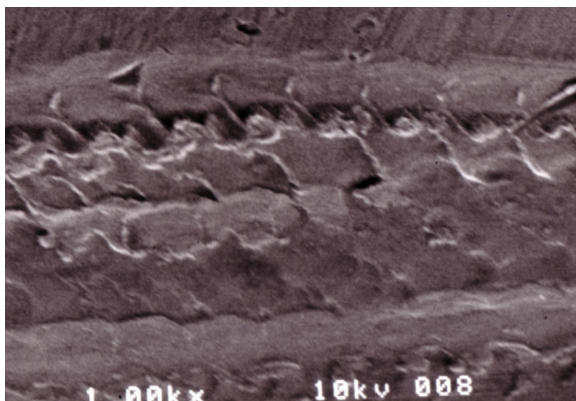


Abb. 187: Ultraschall auf Titan,
1000-fach, 100 g, 160000 Hz, oW

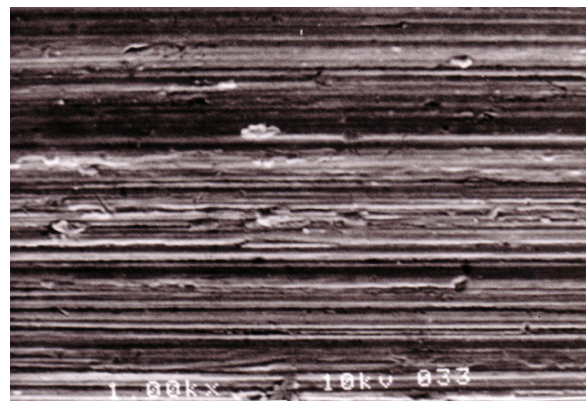


Abb.188: Ultraschall auf Titan,
1000-fach, 800 g, 160000 Hz, mW

Dies lässt vermuten, dass der Druck auf die Scalerspitze ab 400 g so groß ist, dass sie nicht mehr frei schwingen kann und sie so fest auf die Versuchsoberfläche gepresst wird, dass ähnlich wie bei dem Versuch mit den Küretten, nur noch Spuren durch die Zugbewegung über die Testoberfläche entstehen.

Instrumente, die mit 300000 Hz arbeiten, hinterlassen im Elektronenmikroskop ein anderes Bild (Abb. 189-192). Hier sind die Spuren bis zu 800 g Auflagedruck unregelmäßiger und gewellt. Querrillen sind auch bis zur höchsten Belastung vorhanden. Außerdem sind teilweise deutlich mehr losgeschlagene Materialbruchstücke zu sehen.

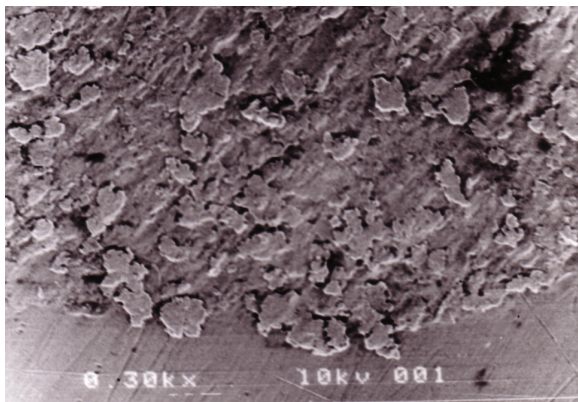


Abb. 189: Ultraschall auf Titan, 300-fach, 100 g, 300000 Hz, oW

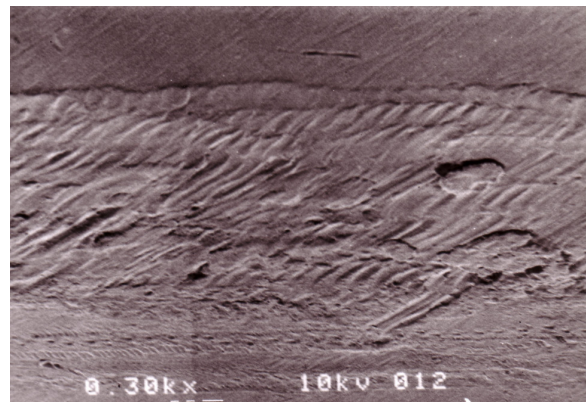


Abb. 190: Ultraschall auf Titan, 300-fach, 200 g, 300000 Hz, mW

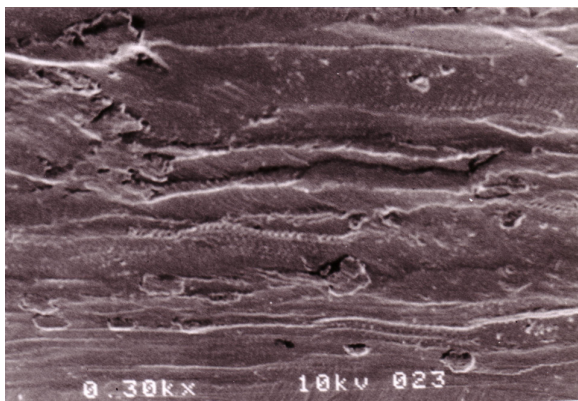


Abb. 191: Ultraschall auf Titan, 300-fach, 400 g, 300000 Hz, mW

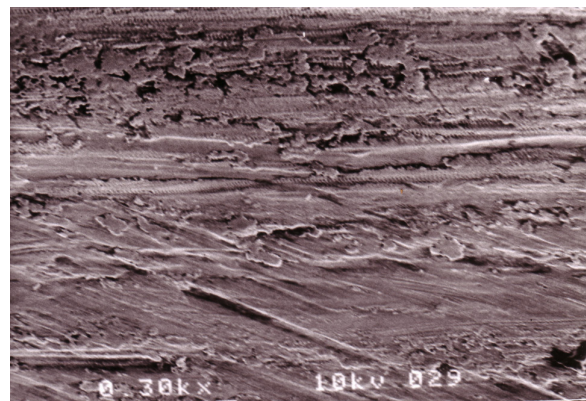


Abb. 192: Ultraschall auf Titan, 300-fach, 800 g, 300000 Hz, oW

In den Abbildungen 193 und 194 ist der Übergang von der unbearbeiteten Oberfläche zu der bearbeiteten klar zu erkennen. Unzweifelhaft hat die Bearbeitung die Oberfläche verändert.

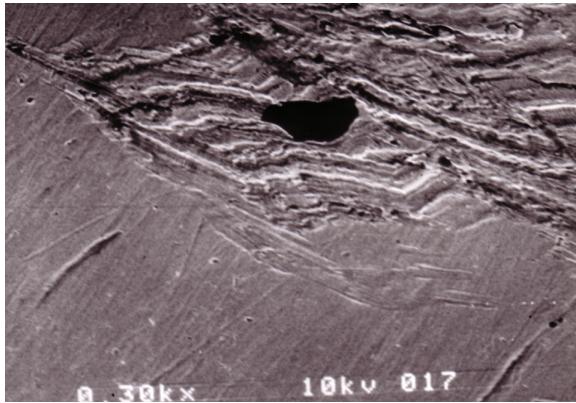


Abb. 193: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 100 g, 300000 Hz, oW

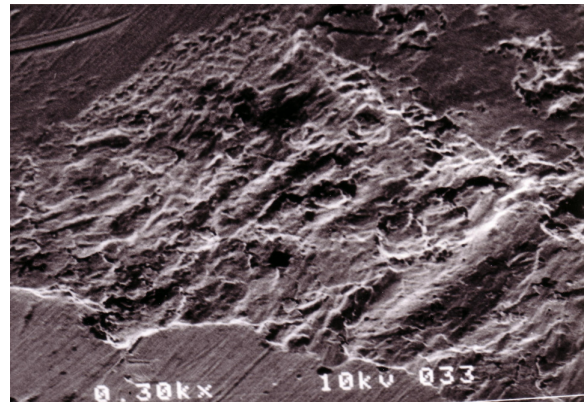
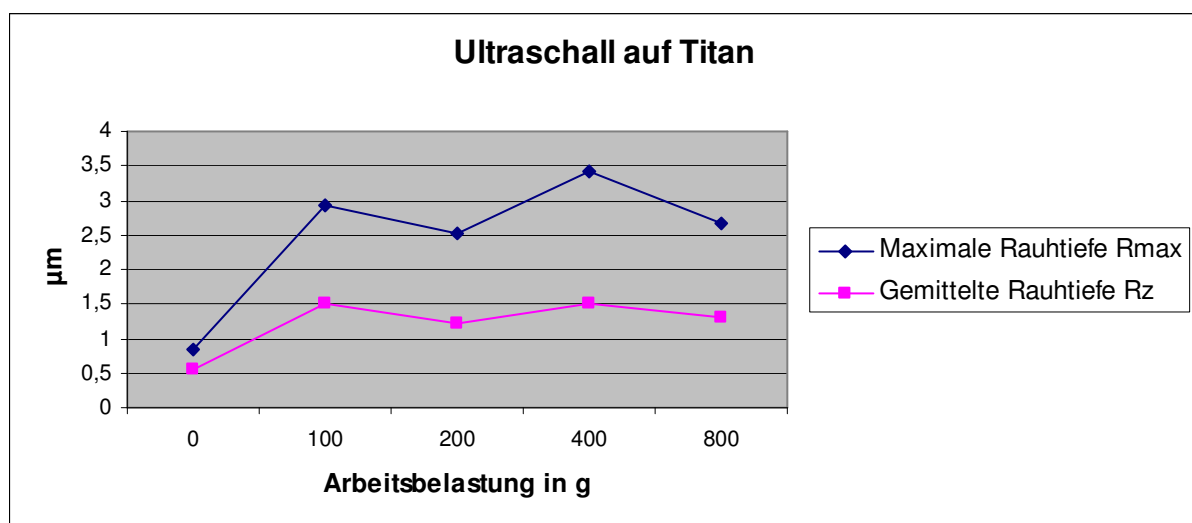


Abb. 194: Ultraschall auf Titan,
300-fach, 200 g, 300000 Hz, oW

Die Rauheitsmessung der Oberfläche hat ergeben, dass sowohl Auflagedruck und Frequenz als auch die Wasserberieselung einen Einfluss auf die Rauhigkeit zu haben scheinen. Diagramm 15 bestätigt, dass sich die Rauhigkeit mit dem Auflagedruck verändert.

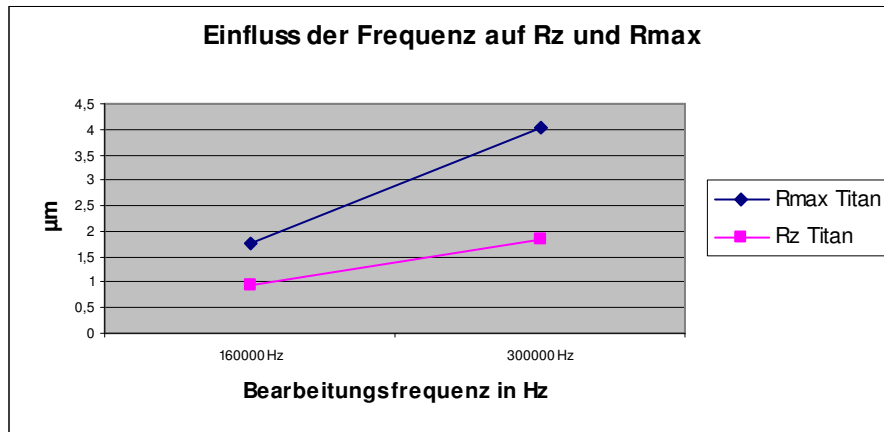


Diag. 15: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Dabei steigt R_{max} von $0,83 \pm 0,24 \mu\text{m}$ bei der unbehandelten Oberfläche auf $3,43 \pm 2,46 \mu\text{m}$ bei einer mit 400 g Auflagedruck bearbeiteten Oberfläche. Das entspricht einer Steigerung um 313% wobei R_z bei den selben Bearbeitungsparametern um 171% gestiegen ist, von $0,56 \pm 0,09 \mu\text{m}$ auf $1,52 \pm 0,42 \mu\text{m}$. Dieser höchste Rauheitswert wurde jeweils bei einem Auflagedruck von 400 g erreicht.

Betrachtet man die Rauheitswerte für den Faktor Frequenz, so wird deutlich, dass die Frequenz eine entscheidende Rolle bei der Beschädigung der Titanoberfläche

spielt. R_{\max} stieg von einem Durchschnittswert von $1,76 \pm 0,61 \mu\text{m}$ bei 160000 Hz auf $4,02 \pm 1,68 \mu\text{m}$ bei 300000 Hz und R_z von $0,94 \pm 0,20 \mu\text{m}$ auf $1,84 \pm 0,61 \mu\text{m}$ (Diag. 16), d.h., dass der Grad der Beschädigungen mit steigender Frequenz signifikant zunimmt.



Diag. 16: Einfluss der Frequenz auf R_z und R_{\max}

Dieser Einfluss wird im p-Profil ebenfalls nachgewiesen (Abb. 195, 196). Bei 300000 Hz ist die Oberflächenstruktur wesentlich stärker verändert worden als bei 160000 Hz.

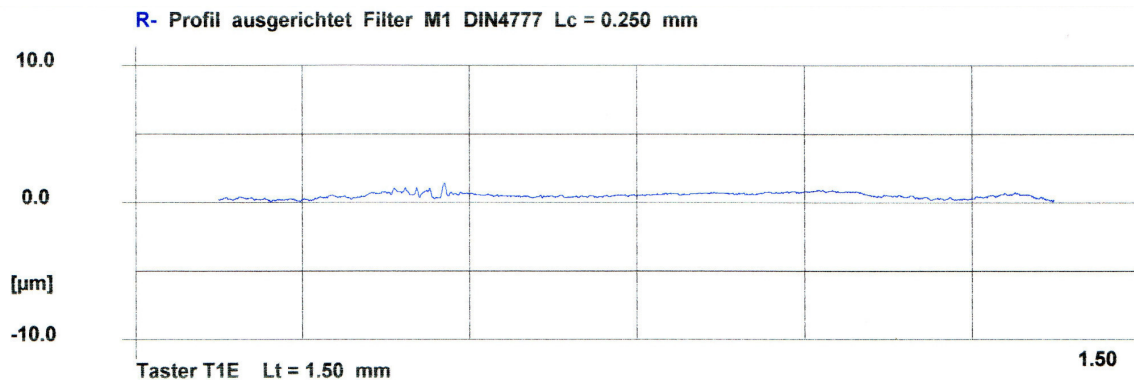


Abb. 195: R-Profil Titan nach Bearbeitung mit Ultraschall bei 160000 Hz, 100 g, mW

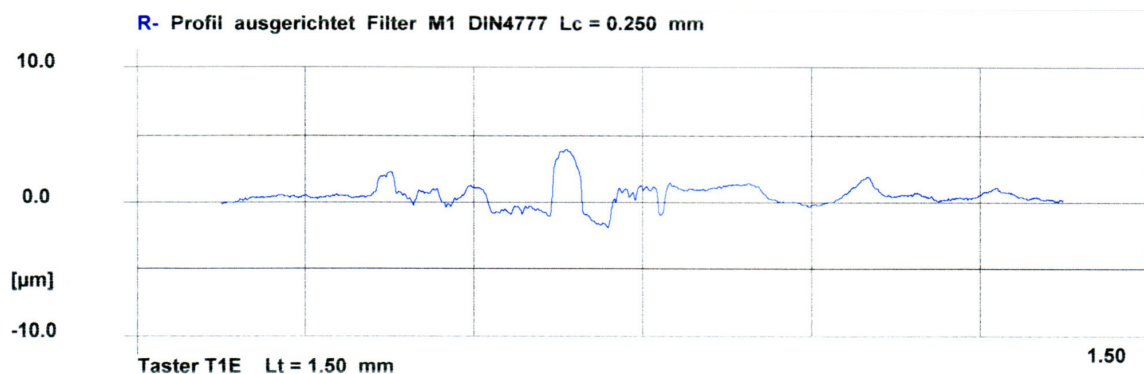
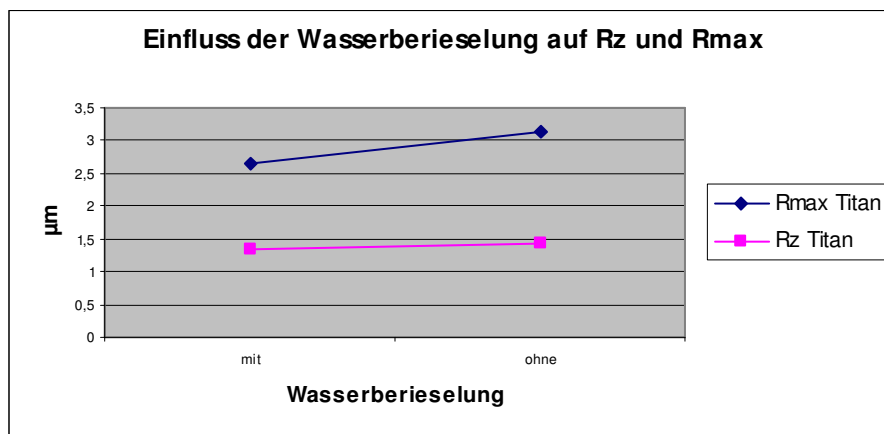


Abb. 196: R-Profil Titan nach Bearbeitung mit Ultraschall bei 300000 Hz, 100 g, mW

Eine weniger wichtige Rolle spielt die Wasserberieselung während der Oberflächenbearbeitung. Für R_{\max} wurde ohne Wasserberieselung ein durchschnittlicher Wert von $3,13 \pm 1,91 \mu\text{m}$ gemessen, während er mit der Wasserberieselung auf $2,66 \pm 1,91 \mu\text{m}$ gefallen ist, was keinen signifikanten Unterschied darstellt. R_z ist ebenfalls leicht gefallen, von $1,43 \pm 0,64 \mu\text{m}$ ohne Wasser auf $1,35 \pm 0,65 \mu\text{m}$ mit Wasserberieselung, was auch keiner signifikanten Änderung entspricht (Diag. 17).



Diag. 17: Einfluss der Wasserberieselung auf R_z und R_{\max}

4.5.2. Bearbeitung der Tantal-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler

Die lichtmikroskopischen Aufnahmen der Tantaloberflächen nach der Bearbeitung mit einem Ultraschallscaler zeigen Veränderungen der Testoberflächen, die sich im Bild als schwarze Linien in verschiedenen starker Einfärbung darstellen (Abb. 197-200).

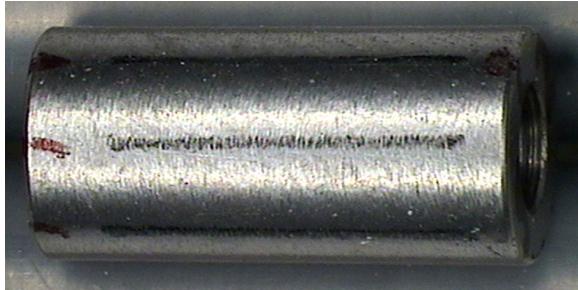


Abb. 197: Ultraschall auf Tantal, 100 g, 300000 Hz, oW

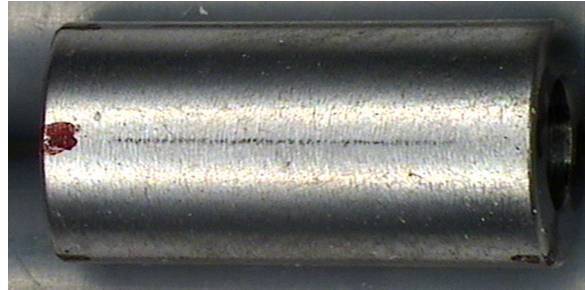


Abb. 198: Ultraschall auf Tantal 200 g, 160000 Hz, mW

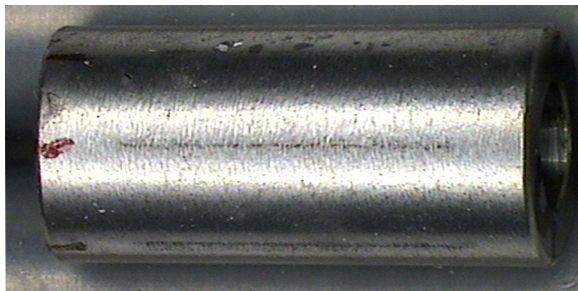


Abb. 199: Ultraschall auf Tantal, 400 g, 160000 Hz, mW

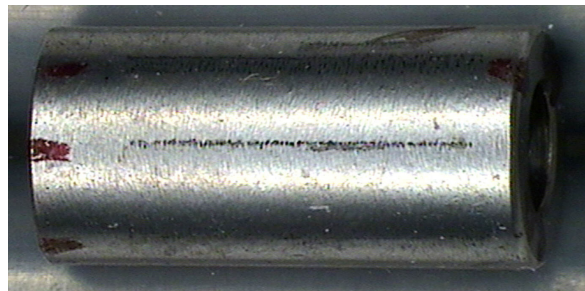


Abb. 200: Ultraschall auf Tantal, 800 g, 300000 Hz, oW

Es ist nicht eindeutig belegbar, ob die Oberfläche beschädigt wurde oder es sich bei den Verfärbungen um Rückstände der Scalerspitze handelt. Das EDX kam auch zu keiner eindeutigen Aussage (Abb. 201, 202).

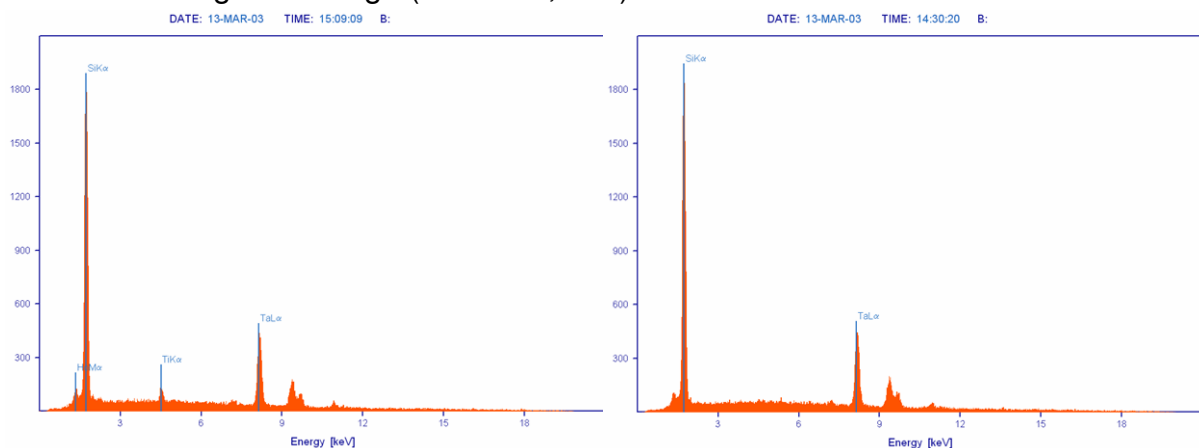


Abb. 201 und 202: EDX-Protokoll, Ultraschall auf Tantal

Abbildung 201 deutet mit dem abgebildeten Titanpeak, im Gegensatz zum Bild 202, auf einen Durchbruch der Oberfläche hin.

In den Rasterelektronenmikroskopaufnahmen sind die schwarzen Linien bei kleineren Vergrößerungen nicht als Schaden zu erkennen (Abb. 203-205). Dies ist erst ab einer höheren Vergrößerung möglich (Abb. 206-208).

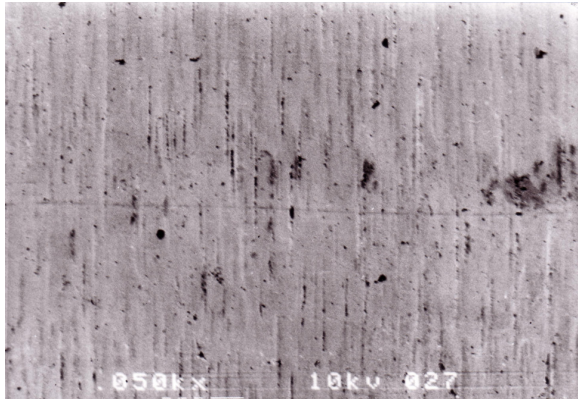


Abb. 203: Ultraschall auf Tantal, 50-fach, 200 g, 300000 Hz, mW

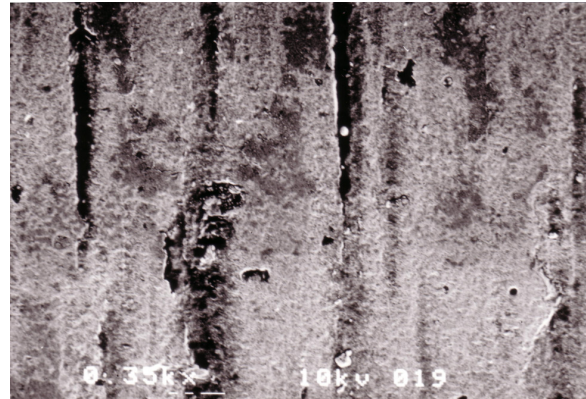


Abb. 206: Ultraschall auf Tantal, 350-fach, 200 g, 300000 Hz, mW

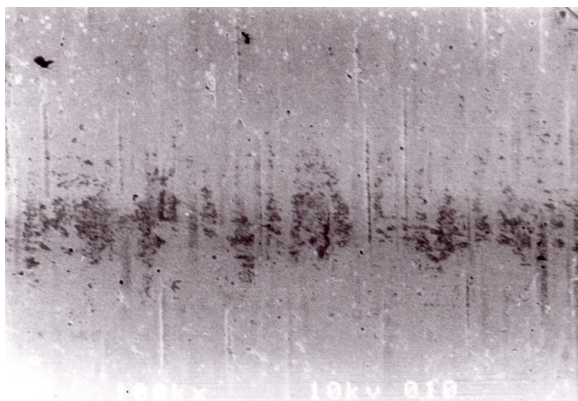


Abb. 204: Ultraschall auf Tantal, 100-fach, 800 g, 160000 Hz, mW

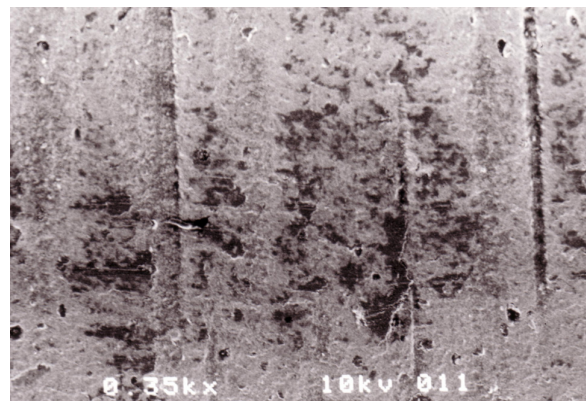


Abb. 207: Ultraschall auf Tantal, 350-fach, 800 g, 160000 Hz, mW

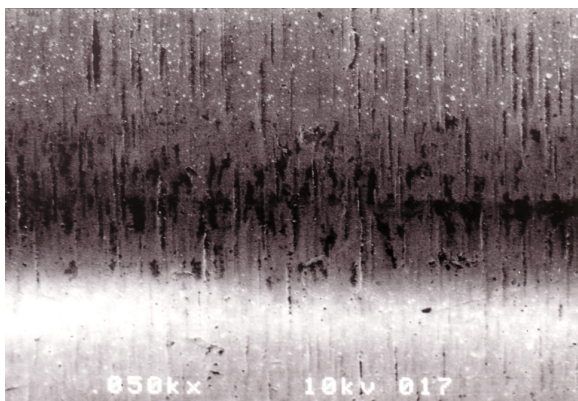


Abb. 205: Ultraschall auf Tantal, 50-fach, 800 g, 300000 Hz, oW

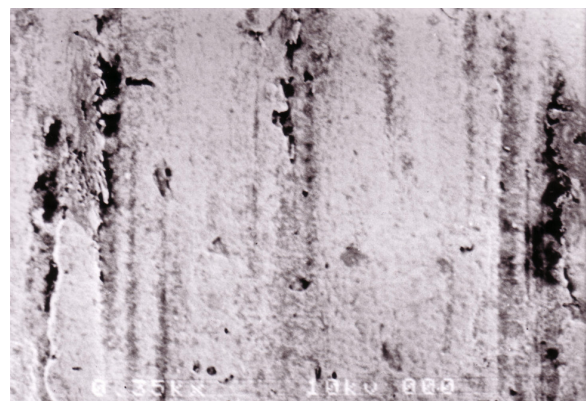
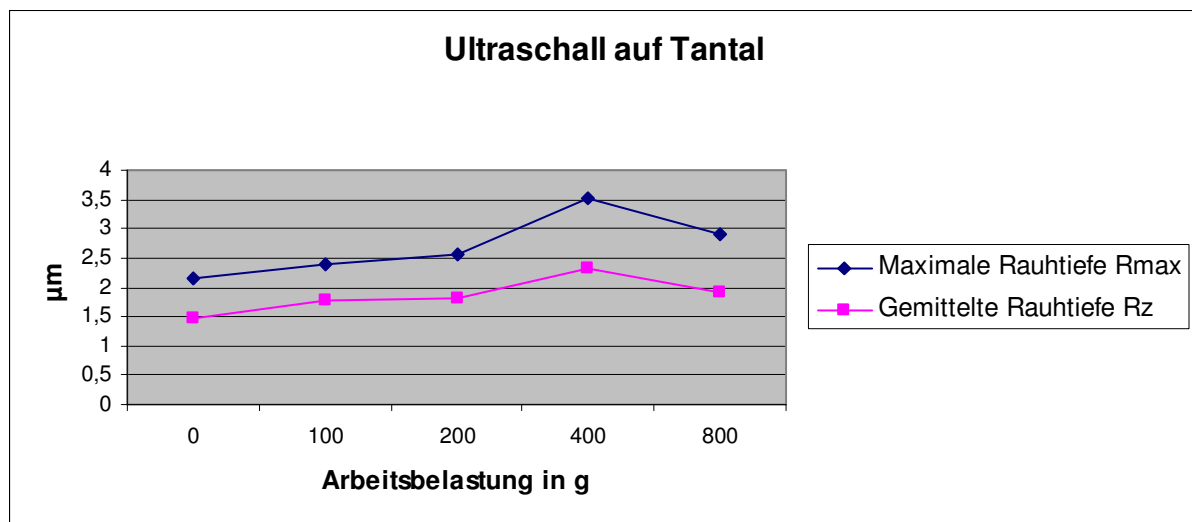


Abb. 208: Ultraschall auf Tantal, 350-fach, 800 g, 300000 Hz, oW

In den Abbildungen 206 bis 208 erkennt man, dass die Oberflächenbeschichtung stellenweise abgeplatzt ist und dass die Spitzen der herstellungsbedingten Querrillen aufgebrochen sind. Somit lässt sich belegen, dass die Tantaloberfläche durch die Ultraschallscalerbearbeitung beschädigt wird.

Aus den Daten der Rauheitsmessung ergibt sich ebenfalls, dass durch die Bearbeitung die Oberflächenrauheit signifikant zunimmt (Diag. 18)



Diag. 18: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Der Höchstwert für R_{max} und R_z wird wie bei den Titanproben auch bei einer Arbeitsbelastung von 400 g erreicht. R_{max} steigt dabei von $2,15 \pm 0,55 \mu m$ auf $3,52 \pm 2,00 \mu m$, R_z steigt $1,47 \pm 0,28 \mu m$ auf $2,31 \pm 1,02 \mu m$ an. Das entspricht einer Steigerung um 64% für R_{max} und um 57% für R_z . Bei 800 g Auflagedruck sinkt der Wert für beide unter den für 400 g registrierten Wert ab (Tab. 6)

Druck	R_{max}	R_z
in Gramm	in μm	in μm
0	$2,15 \pm 0,55$	$1,47 \pm 0,28$
100	$2,40 \pm 0,66$	$1,78 \pm 0,35$
200	$2,56 \pm 0,36$	$1,80 \pm 0,30$
400	$3,52 \pm 2,00$	$2,31 \pm 1,02$
800	$2,91 \pm 1,18$	$1,91 \pm 0,54$

Tab. 6: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Nur in einem der durchgeführten Versuche ist eine deutliche Veränderung des Testgebietes zu sehen. Die herstellungsbedingten Querstreifen und die raue,

inhomogene Oberfläche sind jetzt nicht mehr als die ursprüngliche Oberfläche zu identifizieren. Jetzt sind unregelmäßige, baumrindenartige Schollen zu sehen, die sich ineinander schieben und der Oberfläche eine neue Charakteristik verleihen (Abb. 209, 210).

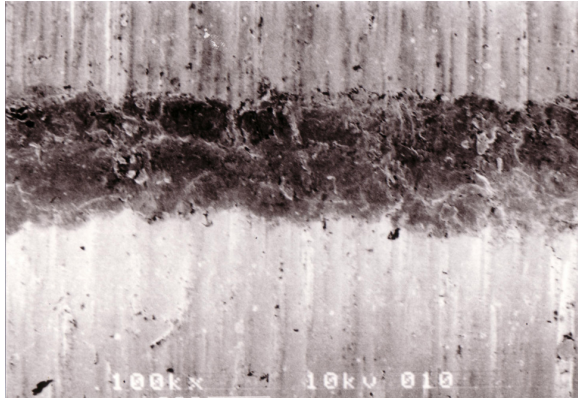


Abb. 209: Ultraschall auf Tantal, 100-fach, 400 g, 300000 Hz, oW

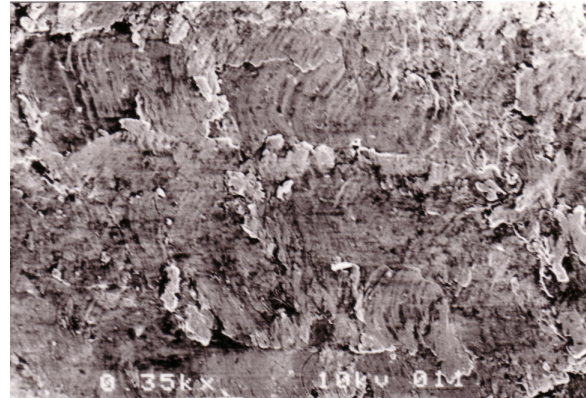
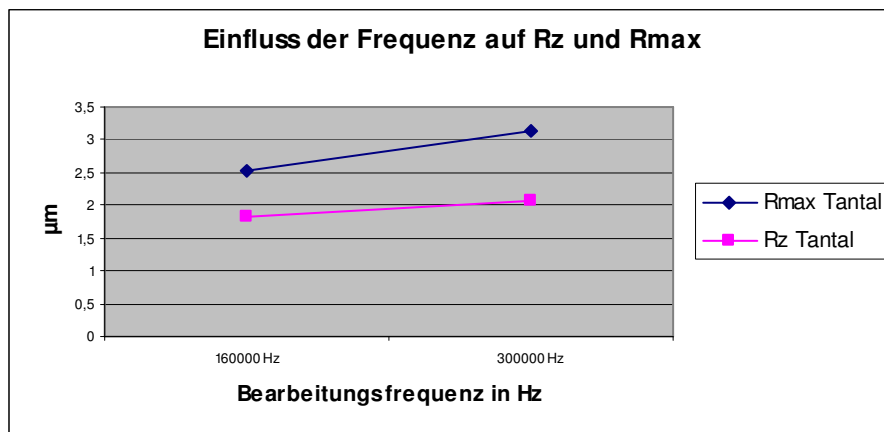


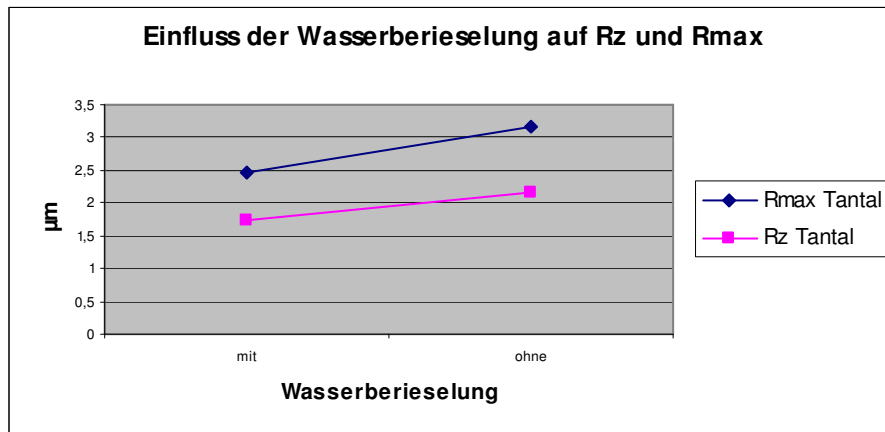
Abb. 210: Ultraschall auf Tantal, 350-fach, 400 g, 300000 Hz, oW

Die Frequenz des Scalers spielt hier keine Rolle für das Ausmaß der Oberflächenbeschädigung. R_{\max} stieg von einem Durchschnittswert von $2,54 \pm 0,53 \mu\text{m}$ bei 160000 Hz auf $3,13 \pm 1,63 \mu\text{m}$ bei 300000 Hz und R_z von $1,83 \pm 0,31 \mu\text{m}$ auf $2,06 \pm 0,82 \mu\text{m}$, was keiner signifikanten Veränderung entspricht (Diag. 19).



Diag. 19: Einfluss der Frequenz auf R_z und R_{\max}

Die Wasserberieselung beeinflusst die Änderung von R_{\max} und R_z nur teilweise. R_{\max} weist für die Ultraschallbearbeitung ohne Wasser einen Wert von $3,18 \pm 1,59 \mu\text{m}$ auf und mit Wasser einen Wert von $2,48 \pm 0,58 \mu\text{m}$ wobei es sich nicht um eine signifikante Abweichung handelt. Bei R_z liegen die entsprechenden Werte bei $2,15 \pm 0,79 \mu\text{m}$ und $1,73 \pm 0,28 \mu\text{m}$, was einer signifikanten Änderung entspricht (Diag. 20).



Diag. 20: Einfluss der Wasserberieselung auf R_z und R_{max}

4.5.3. Bearbeitung der Niob-Oberflächen mit dem Ultraschallscaler

Die Abbildungen 211 bis 214 zeigen die Nioboberfläche nach der Bearbeitung mit dem Ultraschallscaler. In den Abbildungen 211 und 212 sind keinerlei Schäden an der Oberfläche festzustellen. Bei Betrachtung des Bildes 213 fällt auf, dass sich zwei dunkle Flecken auf der Oberfläche befinden und auf Abbildung 214 ist eine feine Linie zu erkennen ist. Bei den Flecken handelt es sich um die Wendepunkte des Scalers auf der Oberfläche.

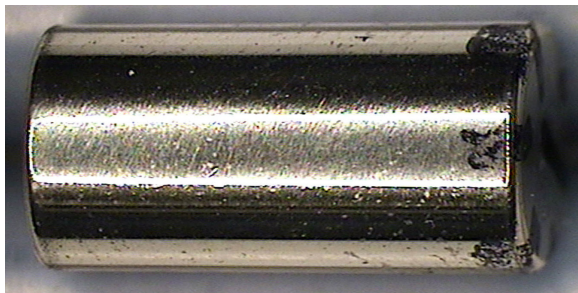


Abb. 211: Ultraschall auf Niob,
100 g, 160000 Hz, mW

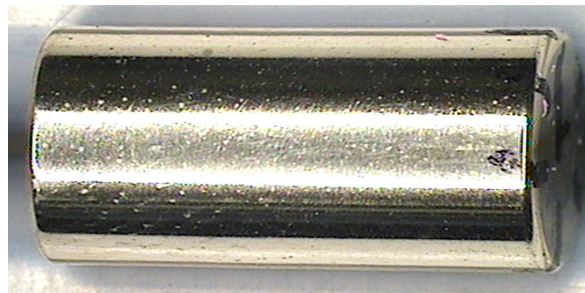


Abb. 212: Ultraschall auf Niob,
200 g, 160000 Hz, mW

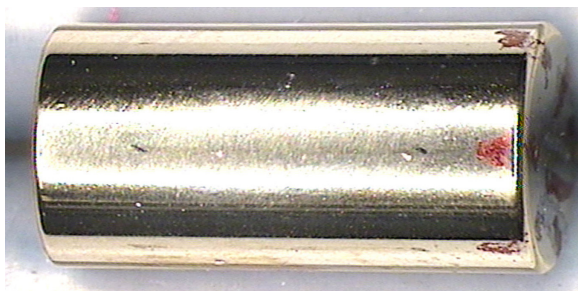


Abb. 213: Ultraschall auf Niob,
400 g, 300000 Hz, mW

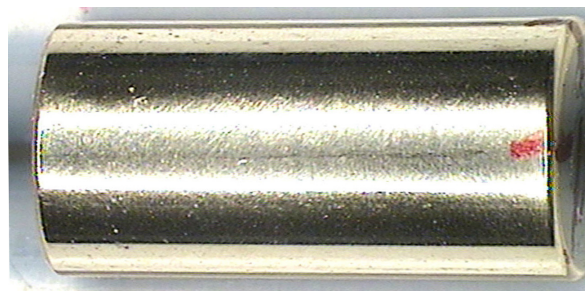


Abb. 214: Ultraschall auf Niob,
800 g, 300000 Hz, oW

Das Rasterelektronenmikroskop stellt ein ähnliches Ergebnis dar. In den Abbildungen 215 und 216 ist die Nioboberfläche völlig unbeschädigt. Auf den Bildern 217 und 218 sind dunkle Flecken auf der Oberfläche zu sehen, die aber nicht als Beschichtungsschaden identifiziert werden können. Bei einer höheren Vergrößerung ist deutlich zu sehen, dass die dunklen Flecken nicht durch eine Beschädigung der Oberfläche entstehen, sondern dieser aufgelagert sind. Unter ihnen ist das ursprüngliche Oberflächenprofil unbeschädigt zu erkennen (Abb. 219).

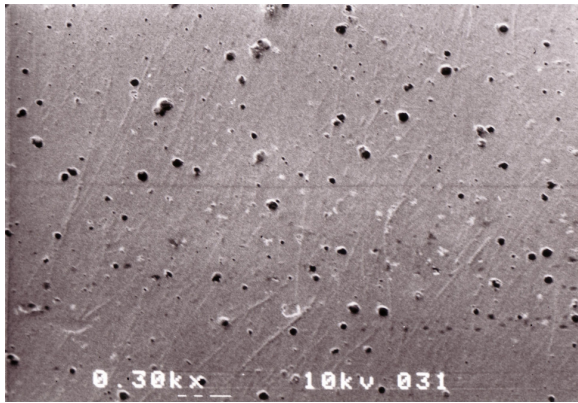


Abb. 215: Ultraschall auf Niob,
300-fach, 100 g, 160000 Hz, mW

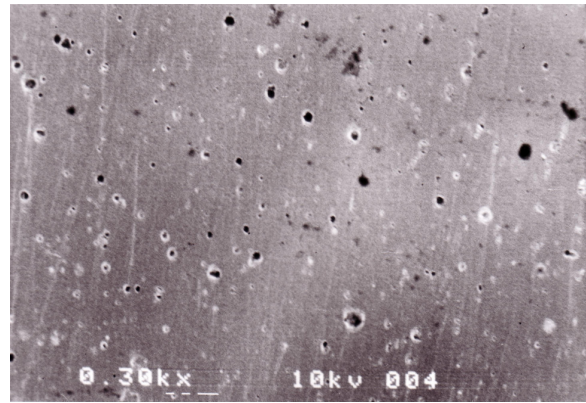


Abb. 216: Ultraschall auf Niob,
300-fach, 200 g, 160000 Hz, mW

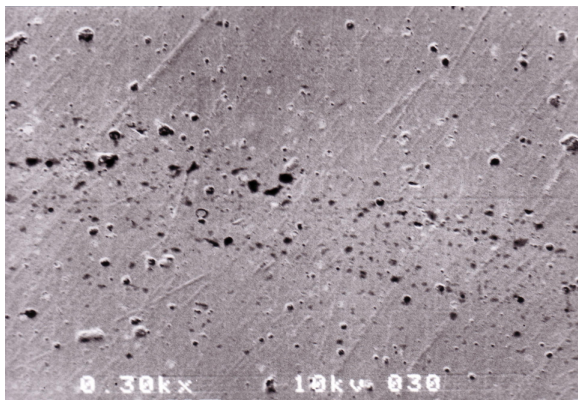


Abb. 217: Ultraschall auf Niob,
300-fach, 400 g, 300000 Hz, mW

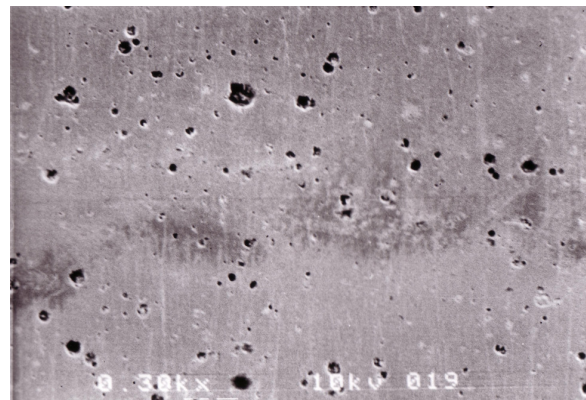


Abb. 218: Ultraschall auf Niob,
300-fach, 800 g, 300000 Hz, oW

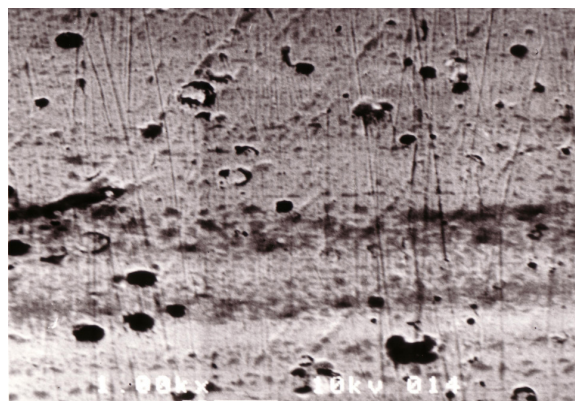
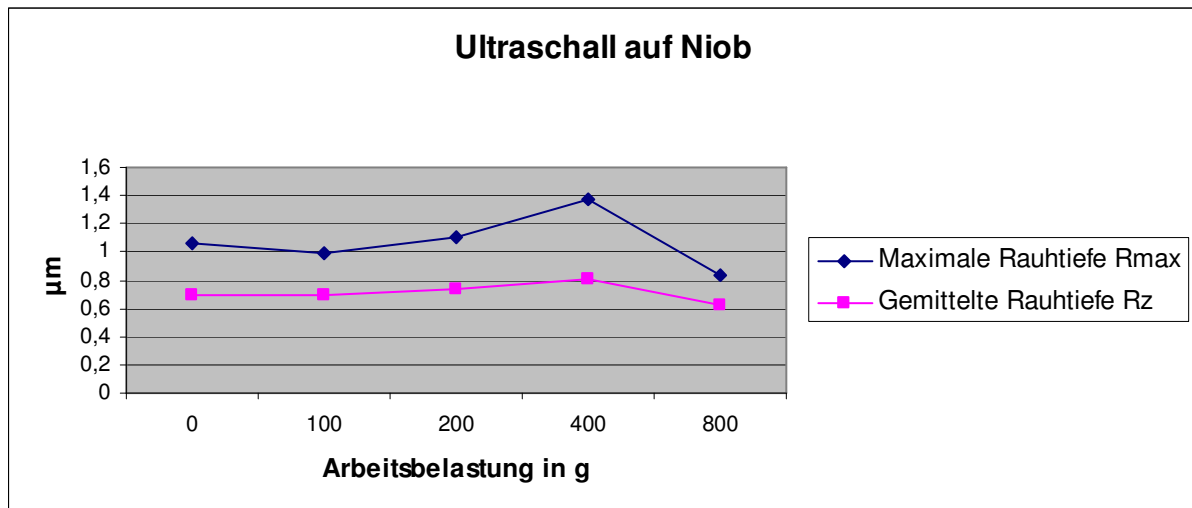


Abb. 219: Ultraschall auf Niob, 1000-fach, 800 g, 300000 Hz, mW

Die Rauheitsmessung kommt zu demselben Ergebnis. Die Rauheitswerte für die Bearbeitung der Nioboberfläche mit dem Ultraschallscaler bei variiertem Auflagedruck schwanken im Bereich der Standardabweichung der unbearbeiteten Oberfläche und es kommt zu keiner signifikanten Veränderung der Oberflächenrauheitswerte R_{\max} und R_z (Diag. 21 und Tab. 7).



Diag. 21: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Druck	Rmax	Rz
in Gramm	in µm	in µm
0	1,06 ± 0,32	0,7 ± 0,14
100	0,99 ± 0,25	0,69 ± 0,12
200	1,10 ± 0,36	0,73 ± 0,12
400	1,38 ± 0,41	0,81 ± 0,15
800	0,83 ± 0,23	0,63 ± 0,15

Tab. 7: Änderung von R_z und R_{max} bei steigender Arbeitsbelastung

Bei einem Versuch konnte jedoch eine Beschädigung am Ende eines Versuchsfeldes festgestellt werden und zwar an der Stelle, an der die Bearbeitungsrichtung geändert wurde, d.h. im Wendepunkt des Scalers (Abb. 220- 222).

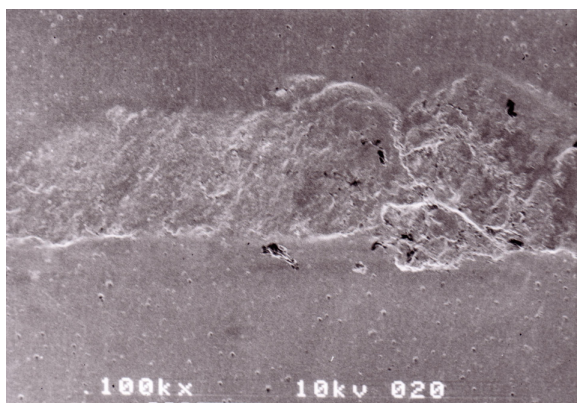


Abb. 220: Ultraschall auf Niob, 100-fach, 200 g, 300000 Hz, oW

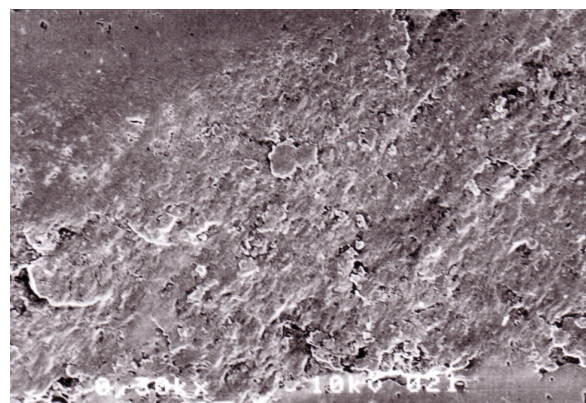


Abb. 221: Ultraschall auf Niob, 300-fach, 200 g, 300000 Hz, oW

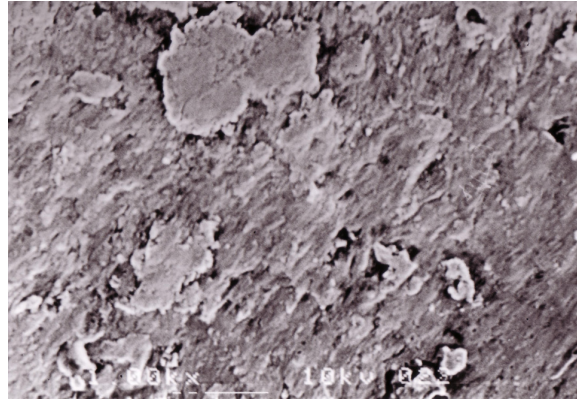
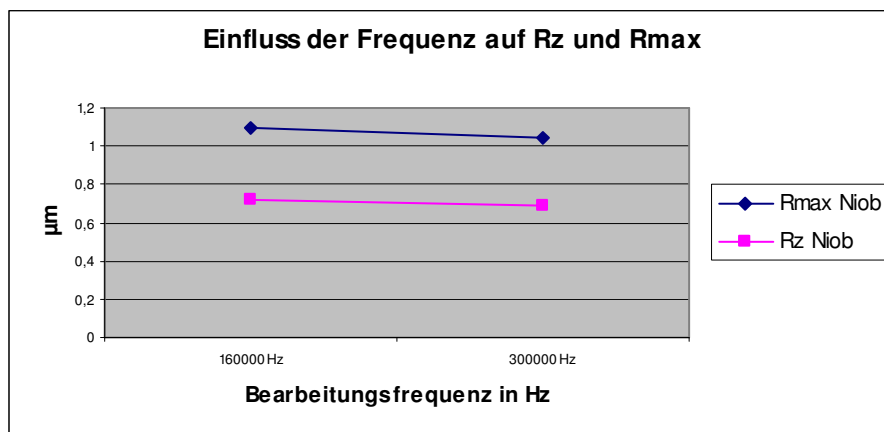


Abb. 222: Ultraschall auf Niob, 1000-fach, 200 g, 300000 Hz, oW

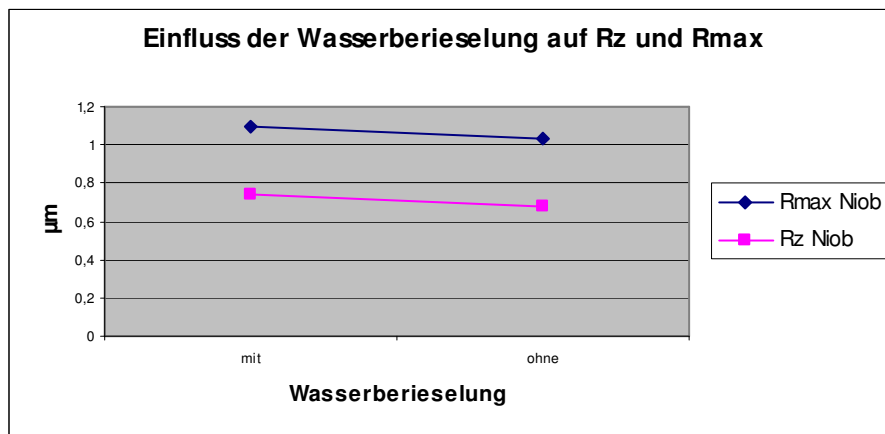
Hier ist, genau wie bei den Titan- und Tantaloberflächen auch, die ursprüngliche Oberflächenstruktur vollständig zerstört worden. Das Material ist aufgeraut und es sind einzelne Beschichtungsschollen auf der Oberfläche auszumachen.

Bei der Betrachtung des Oberflächenverhaltens in Abhängigkeit der Schwingungsfrequenz des Scalers, ist kein signifikanter Unterschied zwischen den Oberflächenrauheitswerten bei 160000 oder 300000 Hz zu beobachten (Diag. 22).



Diag. 22: Einfluss der Frequenz auf R_z und R_{max}

Bei der Abhängigkeit von der Wasserberieselung ist es ebenso. Es ist kein signifikanter Unterschied zwischen einer Oberflächenbearbeitung mit und ohne Wasserberieselung festzustellen (Diag. 23).



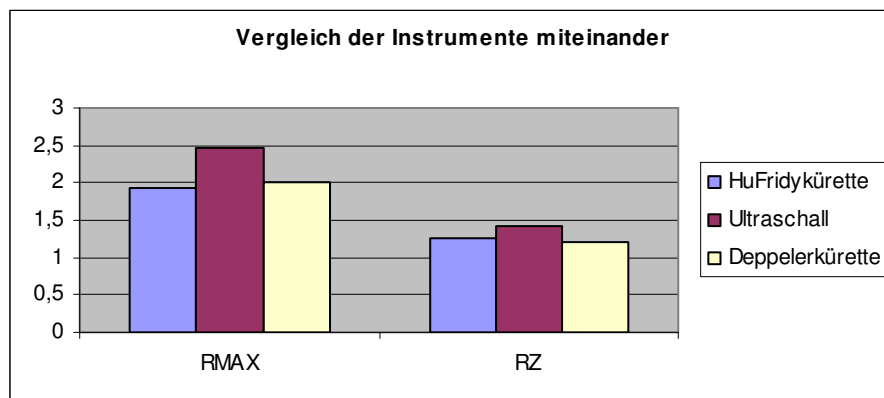
Diag. 23: Einfluss der Wasserberieselung auf R_z und R_{\max}

4.6. Vergleich der Auswirkungen des Ultraschalls, der Deppeler- und der Hu-Friedy®-Küretten miteinander

Für den Vergleich der Instrumente wurden nur die vergleichbaren Daten bei einem Druck von 400 g und 800 g verwendet. Die drei Instrumente wurden für diese Daten mit F-Tests auf Gruppenunterschiede getestet. Dabei stellte sich heraus, dass zwischen dem Ausmaß der Beschädigung durch die verschiedenen Instrumente kein signifikanter Unterschied besteht (Tab. 8, Diag. 24)

	Hu-Fridy®-Kürette	Ultraschall	Deppeler-Kürette	p-Wert
RMAX	1,93 ± 0,75	2,47 ± 1,72	2,02 ± 1,22	0,179
RZ	1,27 ± 0,51	1,43 ± 0,81	1,20 ± 0,61	0,377

Tab. 8: Vergleich der Instrumente miteinander



Diag 24: Vergleich der Instrumente miteinander

Die errechneten p-Werte sind größer als 0,05 und somit nicht signifikant. Es spielt also keine Rolle, ob die Oberfläche mit Deppeler-Küretten, Hu-Friedy®-Küretten oder dem Ultraschallscaler bearbeitet wird. Der verursachte Schaden, welcher daraus resultiert, ist im Bezug auf die gesteigerte Oberflächenrauheit immer nahezu gleich.

Der Laser kann mit den anderen Instrumenten nicht verglichen werden, weil der Versuchsaufbau und die voreingestellten und untersuchten Größen (mj) nicht mit denen der anderen Instrumente vergleichbar sind (z.B. dem Gewicht). Es kann anhand der Lichtmikroskopbilder, REM-Bilder und der Rauheitswert aber festgehalten werden, dass gerade der Lasereinsatz die Oberfläche massiv schädigt.

4.7. Vickershärtemessung

Die Messung der Vickershärte zeigt eindeutig, dass es einen Zusammenhang zwischen der Härte der Proben und dem Ausmaß des verursachten Schadens gibt. Die Härtemessung ergab für Niob einen Durchschnittswert von $1090 \pm 144,56$ HV, für Tantal $667 \pm 104,54$ HV und Titan $424 \pm 27,61$ HV. Dies lässt darauf schließen, dass der durch die Instrumente verursachte Schaden mit zunehmender Härte des Materials abnimmt.

5. Diskussion

5.1. Diskussion der Methode

In der vorliegenden Studie wurde der Versuchsaufbau zur Bearbeitung der Oberflächen so gewählt, dass eine standardisierte Durchführung der Versuche gewährleistet war. Zu diesem Zwecke kam eine Apparatur modifiziert zur Anwendung, die bereits von *Mengel et al. (1998)* angewandt wurde. Dabei handelt es sich um einen mit Gewichten ausbalancierten Hebelarm, in den die Instrumente fest eingespannt werden können und um einen Schlitten, auf dem die Testkörper montiert werden (Abb. 6). In dieser Studie wurde der Aufbau jedoch auf einem schwingungsfreien Tisch installiert, um Umgebungsvibrationen des Gebäudes, in dem die Versuche durchgeführt wurden, auszuschalten. Diese hätten eine exakte Einstellung der Arbeitskraft unmöglich gemacht.

Vorangegangene Studien (*Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990, Homiak et al. 1992, Speelmann et al. 1992, Aughtun et al. 1998*) führten eine rein manuelle Bearbeitung der Proben durch, was die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, im Gegensatz zu Ergebnissen aus einem standardisierten Aufbau (*Meschenmoser et al. 1996, van Giese Brookshire et al. 1997, Mengel et al. 1998, Ramaglia et al. 2006*), erheblich erschwert oder sogar unmöglich macht.

Bei *Mengel et al. (1998)* kamen die Küretten mit einem Auflagedruck von 200 g, bei *Ramaglia et al. (2006)* mit 300 g und bei *van Giese Brookshire et al. (1997)* mit 550 g zur Anwendung. Dies kommt dem Instrumentierungsdruck in der klinischen Praxis nahe, der bei ca. 300 bis 850 g (*Zappa et al. 1991*) liegt. *Meschenmoser et al. (1996)* hingegen wandten einen Druck von ca. 42 kg an. Dies stellt einen für die Praxis überhöhten Wert dar, da die Küretten sich in der vorliegenden Studie bereits bei einem Auflagedruck von 2000 g aufdehnten und so die wellenförmigen Spuren auf der Oberfläche hinterließen. Der in dieser Studie gewählte Auflagedruck von 50 bis 2500 g unter- und überschreitet den klinisch relevanten Bereich, um Aussagen über die Grenzbereiche der Anwendungsparameter treffen zu können und um die unterschiedlichen Eigenschaften der untersuchten Proben zu unterstreichen. Es wurden jeweils fünf Züge pro Versuch auf der Oberfläche ausgeführt, was einem realistischen Wert entspricht, um in der klinischen Anwendung eine einzelne Stelle der Implantatoberfläche zu reinigen. *Mengel et al. (1998)* wandten ebenfalls fünf

Arbeitszüge mit dem Instrument pro Versuch an, ebenso taten es *van Giese Brookshire* et al. (1997). *Ramaglia* et al. (2006) wandten vier Züge an und *Homiak* et al. (1992) drei Züge. Hingegen nutzten *Dmytryk* et al. (1990) und *Fox* et al. (1990) 30 Züge pro Versuchsfeld, was im klinischen Gebrauch eine sehr hohe Anwendungszahl, bezogen auf eine zu behandelnde Fläche von 2 bis 4 mm², darstellt.

Der Ultraschallscaler wurde mit einem Arbeitsdruck von 100, 200, 400 und 800 g für fünf Sekunden angewandt. *Meschenmoser* et al. (1996) wandten ihn ohne zusätzliche Belastung für fünf Sekunden an und *Ramaglia* et al. (2006) taten dies mit 50 g Belastung für ebenfalls 5 Sekunden. Beide kommen jedoch zu Ergebnissen, die mit denen dieser Studie vergleichbar sind, was die Relevanz des Bearbeitungsdrucks bei diesem Gerät in Frage stellt.

Der Nd:YAG-Laser wurde in einigen Studien dynamisch angewandt (*Romanos* et al. 2000, *Giannini* et al. 2006) und in anderen statisch (*Kreisler* et al. 2002). Dabei wurde die Spitze jeweils in einem Abstand von 0,5 bis 2 mm über der Oberfläche positioniert und es wurden Strahlenleistungen von 0,2, 0,5, 1, 1,4, 2, 4 und 6 Watt angewandt. Die Strahlenwerte in dieser Studie liegen bei 1,5, 3, 4, 5 und 6 Watt und der Laser wurde in einem Abstand von 1 mm über der Oberfläche montiert, sodass festzustellen ist, dass die in dieser Studie angewandte Methodik durchaus üblich ist. Dabei kamen die Untersucher (*Romanos* et al. 2000, *Kreisler* et al. 2002, *Giannini* et al. 2006) zu ähnlichen Ergebnissen wie vorliegende Studie.

Die Proben wurden nach der Bearbeitung als erstes im Lichtmikroskop betrachtet und fotografiert, um einen ersten Eindruck vom Ausmaß der Oberflächenbeschädigungen zu bekommen und um erste Aussagen über Unterschiede im Verhalten der verschiedenen Beschichtungen gegenüber der Bearbeitung treffen zu können. *Homiak* et al. (1992) taten dies in ähnlicher Weise.

Um die entstandenen Schäden deutlicher beurteilen zu können und um bis dahin nicht festgestellte, kleinste Störungen in der Oberflächenstruktur auszumachen, wurden die Proben mit dem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Dies ermöglicht einen Vergleich mit anderen Studien, da die Betrachtung der Proben mit dem REM eine weit verbreitete Untersuchungsmethode darstellt (*Meschenmoser* et al. 1996, *van Giese Brookshire* et al. 1997, *Aughtun* et al. 1998, *Mengel* et al. 1998, *Sato* et al. 2004, *Ramaglia* et al. 2006).

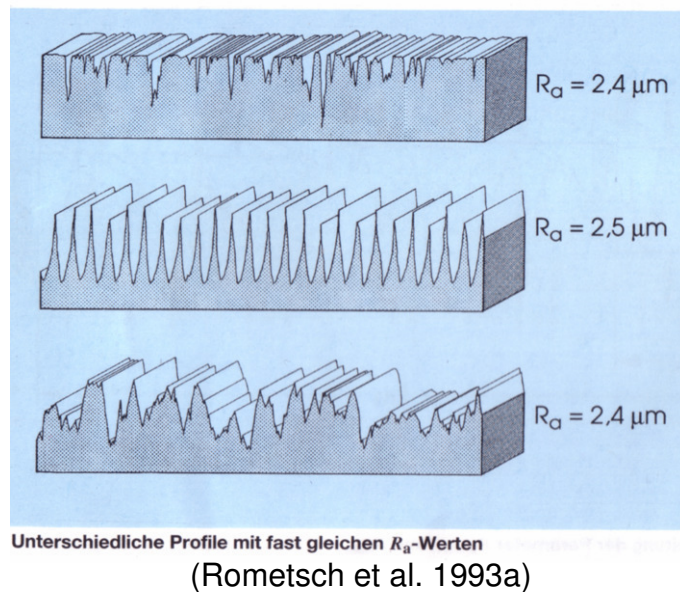
Um Schäden, die im REM nicht eindeutig als solche von Instrumentenrückständen oder anderen Verunreinigungen unterschieden werden konnten, zu identifizieren,

wurden die jeweiligen Proben mit der energiedispersiven Röntgenspektroskopie untersucht. Die EDS ist eine geeignete Methode um Risse oder Kratzer in Oberflächenbeschichtungen zu lokalisieren, die bis zur Trägerschicht reichen (*Trumpy et al. 1993*) und um Verunreinigungen von und auf Oberflächen zu analysieren (*Shibli et al. 2004*).

Um die entstandenen Schäden dreidimensional darzustellen, wurden einige Proben mit dem Rasterkraftmikroskop untersucht. Dies erwies sich jedoch als äußerst schwierig, da es sich bei den Proben um zylindrische Körper handelte. Die feine Messspitze lief beim Abtasten der gekrümmten Oberfläche regelmäßig aus dem das Gerät limitierenden Messbereich heraus. Daher wurden nur einzelne Proben exemplarisch untersucht. Außerdem waren die Schäden an der Probenoberfläche teilweise so groß, dass ihre Dimensionen den Messbereich des Messinstrumentes überschritten.

Mit dem Hommel Tester T1000 wurde das Oberflächenprofil zweidimensional dargestellt, ähnlich wie bei einem Schliff, und die Veränderung der Oberflächenrauheit durch die Bearbeitung mit den Instrumenten gemessen. In der vorliegenden Studie wurden die mit dem Tester erhobenen Werte R_z und R_{\max} zur Bewertung der Rauheitsänderung herangezogen. In einigen Studien wird R_a als Parameter für die Rauheit angegeben (*Bollen et al. 1996*, *Quirynen et al. 1996*), in anderen R_a und R_z (*Quirynen et al. 1994*, *Ramaglia et al. 2006*). R_a wird bevorzugt verwendet um allmähliche Veränderungen der Oberfläche durch z.B. Werkzeugverschleiß zu überwachen. Der Parameter kann aber nicht zwischen Spitzen und Riefen unterscheiden, ebenso wenig kann er verschiedene Profilformen erkennen. Er stellt die mittlere Abweichung des Profils von der Mittellinie dar und bildet so den arithmetischen Mittelrauhwert. Deshalb können Oberflächen mit recht unterschiedlichen Strukturen einen ähnlichen R_a -Wert aufweisen (Abb. 223). R_z reagiert empfindlicher auf die Veränderungen der Oberflächenstruktur als der R_a -Wert, weshalb er hier angewandt wurde.

Abb. 223: Unterschiedliche Profile mit ähnlichem R_a -Wert



Zur Ermittlung von R_z und R_{\max} wird das gefilterte Profil in fünf gleiche Strecken unterteilt, die die Länge der Grenzwellenlänge, in diesem Fall 0,25 mm, aufweisen. Aus jedem Teilstück wird der maximale Wert (z_i) entnommen, und es wird das arithmetische Mittel aus z_1 bis z_5 gebildet. R_{\max} wird gebildet aus dem Abstand von der höchsten Spitze zur tiefsten Riefe innerhalb einer Grenzwellenlänge und wird in der Regel dort angewandt, wo einzelne Störstellen die Funktion des Werkstückes beeinflussen (Rometsch et al. 1993a). Aufgrund dieser Eigenschaften von R_z und R_{\max} wurde auf die Auswertung der ebenfalls erhobenen Parameter R_a , R_t , R_k und R_{pk} verzichtet.

Als Filter wurde in dieser Studie ein phasenkorrekter, digitaler Filter nach DIN 4777 eingesetzt. Bei Verwendung eines phasenkorrekten, digitalen Filters werden die Verzeichnungen des Profils in senkrechter Richtung, bedingt durch eine plötzliche Änderung der Profilhöhe, verringert. Die Phasenverschiebung in waagerechter Richtung entfällt ganz. Der größte Vorteil des phasenkorrekten Filters besteht darin, dass keine Phasenverschiebungen auftreten und die Überschwinger bei plötzlichen Profiländerungen stark reduziert werden (Rometsch et al. 1993b).

Um die nach der Bearbeitung ggf. veränderte Rauheit beurteilen zu können, wurden vor Beginn der Versuche jeweils 10 Hülsen jeder Oberflächenart mit dem Hommeltester untersucht, um Kontrollwerte einer intakten, unbearbeiteten Oberfläche zu erhalten und es wurden REM- und AFM-Bilder der unbearbeiteten Proben gefertigt. Einige Studien mit geringeren Fallzahlen erheben ihre

Kontrollwerte durch die Untersuchung jedes Testkörpers vor der Versuchsdurchführung bzw. durch die Untersuchung unbearbeiteter Flächen der Probe nach der Bearbeitung (*Homiak et al. 1992, Mengel et al. 1998*). Andere Studien nutzen die Untersuchung lediglich einer Probe als Referenzwert (*Ramaglia et al. 2006*), was die Erhebung einer Standardabweichung nur durch die Mehrfachuntersuchung derselben Probe ermöglicht. Dieses Verfahren liefert im Allgemeinen unzureichende Werte, da kein Querschnitt über die Werte mehrerer Proben erstellt wird und z.B. produktionsbedingte Normabweichungen unberücksichtigt bleiben.

Die Bearbeitung von Implantatoberflächen aus Titan mit Stahlküretten, Ultraschallscalern mit Stahlauflauf und Nd:YAG-Laser hinterlässt schwere Schäden an den Implantatoberflächen (*Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990, Homiak et al. 1992, Matarasso et al. 1996, Meschenmoser et al. 1996, von Giese Brookshire et al. 1997, Augthun et al. 1998, Quirynen et al. 1990, 1993, 1994, 1995, 1996, Romanos et al. 2000, Kreisler et al. 2002, Giannini et al. 2006*). Aus diesem Grunde wurden die Titanoberflächen in dieser Studie mit Tantal und Niob beschichtet und dann auf ihre Oberflächeneigenschaften untersucht. Sowohl Niob als auch Tantal wurden in vorangegangenen Studien auf ihre Biokompatibilität untersucht. Beide sind zur Integration im Knochen fähig (*Zorn et al. 2007, Li et al. 2007*) und biokompatibel, was für ein Implantat- bzw. Abutmentmaterial vorausgesetzt werden muss. Außerdem zeigten *Schildhauer et al. (2006)*, dass die quantitative Adhäsion bestimmter Mikroorganismen an einer Tantaloberfläche signifikant geringer ist als an Titan. Ob dieses Verhalten auch auf die in der Mundhöhle vorkommenden und periimplantäre Erkrankungen hervorrufenden Mikroorganismen übertragen werden kann, bedarf weiterer Untersuchungen. Falls dies jedoch der Fall ist, wäre es als ein weiteres Argument für die Verwendung des Tantals als Implantatbeschichtungsmaterial anzuführen. Wegen der exzellenten mechanischen Eigenschaften und dem guten Korrosionsverhalten werden Titan-Niob-Kombinationen häufig in der orthopädischen Chirurgie eingesetzt (*Pennekamp et al. 2006*). Außerdem sind sie verschleiß- und haftfest (*Thull et al. 2003*). Tantal ist bereits für verschiedenste orthopädische Einsätze verfügbar, z.B. als Hüft- oder Kniearthroplastik und in der Wirbelsäulenchirurgie (*Levine et al. 2006, 2007*). Ob dieser bereits vielfältige Einsatz der Materialien sie auch für den Gebrauch in der Mundhöhle qualifiziert bedarf weiterer, gezielter in-vivo und in-vitro Studien.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

Der Einsatz von osteointegrierten Implantaten hat sich zu einer gängigen Methode entwickelt um verloren gegangene Zähne zu ersetzen (*Speelman et al. 1992, Ramaglia et al. 2006*). Für die natürlichen Zähne wurde ein Zusammenhang zwischen dentaler Plaque und parodontalen Krankheiten belegt. Das periimplantäre Gewebe scheint von Bakterien bzw. Plaque in selbem Maße beeinflusst zu sein (*Adell et al. 1986, Lekholm et al. 1986, Mombeli et al. 1988, Apse et al. 1989, Ericsson et al. 1992*). Eine mangelhafte Mundhygiene nach Inkorporation eines Implantates führt zu einer nur schwachen Attachmentausbildung um das Implantat (*Koth et al. 1988, Quirynen et al. 1996*), weshalb die insuffiziente Mundhygiene als einer der wichtigsten Faktoren für Abbau von Knochen um ein Implantat innerhalb der ersten sechs Jahre nach seiner Eingliederung erscheint (*Lindqvist et al. 1988*).

Eine große Anzahl von Implantaten und Implantatsystemen ist verfügbar, und viele davon sind aus industriellem Titan gefertigt (*Speelman et al. 1992*). Obwohl Titan ein hartes Metall ist, ist es leicht zu verkratzen oder zu beschädigen (*Balshi et al. 1986*), was durch verschiedene Studien nachgewiesen wurde (*Dmytryk et al. 1990, Fox et al. 1990, Homiak et al. 1992, Meschenmoser et al. 1996, von Giese Brookshire et al. 1997, Augthun et al. 1998*). Kratzer in der Implantatoberfläche oder eine erhöhte Rauigkeit bieten mechanischen Schutz für Bakterien und Mikroorganismen und fördern deren Akkumulation und Ausbreitung (*Quirynen et al. 1990, 1993, 1994, 1995, 1996*), was die Genese von parodontalen Infektionen begünstigt und dem Langzeiterfolg der Implantation abträglich ist.

Um diese Schäden langfristig zu vermeiden, wurden in der Vergangenheit verschiedene Studien durchgeführt, bei denen zum einen die Auswirkungen verschiedener Instrumente auf eine bestimmte Oberfläche untersucht wurden (*Homiak et al. 1992, Speelmann et al. 1992, Meschenmoser et al. 1996, Giannini et al. 2006*), und zum anderen das Verhalten verschiedener Oberflächen nach Bearbeitung mit einem oder mehreren Instrumenten festgehalten wurde (*von Giese Brookshire et al. 1997, Augthun 1998, Mengel 1998, Romanos et al. 2000, Kreisler 2002, Ramaglia 2006*).

In der von *Ramaglia et al. (2006)* veröffentlichten Studie wurden mit Hydroxylapatit und mit Titan-Plasma-Spray beschichtete Implantate mit Stahlküretten, Ultraschallscalern und anderen Instrumenten bearbeitet. Dabei zeigte sich, dass es

bei der Oberflächenbearbeitung mit Stahlküretten bereits ab einer Arbeitsbelastung von 300 g zur Abtragung der kompletten Oberflächenbeschichtung, sowohl bei den hydroxylapatit- als auch bei den titan-plasma-spray-beschichteten Implantaten kommt, und sogar Kratzer in der Trägerschicht verursacht werden. Dies ist nicht direkt mit den Ergebnissen unserer Studie vergleichbar, da es sich bei Hydroxylapatit und Titan-Plasma-Spray um andere Oberflächenbeschichtungen handelt als bei Niob und Tantal. Jedoch ähneln die Ergebnisse von *Ramaglia et al.* (2006) denen für Tantal. Dort kam es ab einer Arbeitsbelastung von 600 g zu einer einmaligen, kompletten Abtragung der Oberflächenbeschichtung, was sich bei 1000 g einmalig wiederholt. Ebenfalls zeigten sich Kratzer in der Trägerschicht. Zu einer regelmäßigen Entfernung der Oberflächenbeschichtung durch die Stahlküretten kam es erst ab einer Arbeitsbelastung von 1500 g, was darauf schließen lässt, dass es sich bei den Beschädigungen unter niedrigeren Arbeitsbelastungen um Ausnahmen handeln muss. Wodurch diese bedingt sind, kann nur vermutet werden. Eventuell wurden sie durch einen Produktionsfehler, oder durch einen vor der Versuchsdurchführung entstandenen Transportschaden der Oberfläche verursacht. Für die Niobbeschichtung gilt ähnliches. Hier kommt es bei 50 durchgeführten Versuchen lediglich einmal zu einer Beschädigung der Oberfläche und dies nicht bei der höchsten Arbeitsbelastung von 2500 g sondern bei 2000 g. Dies lässt darauf schließen, dass die Beschichtung an dieser Stelle bereits vor der Bearbeitung fehlerhaft gewesen sein bzw. eine Schwachstelle gehabt haben muss, die im Bereich der herstellungsbedingten Löcher der Oberflächenbeschichtung liegen könnte. Als Schwachstelle könnte sich eventuell eine der herstellungsbedingten Vertiefungen in der Oberfläche erweisen, was in weiteren Studien näher untersucht werden sollte. Es ist aber klar festzustellen, dass Niobbeschichtungen, in punkto Verschleißfestigkeit und Belastbarkeit durch zahnärztliche Instrumente, denen mit Hydroxylapatit oder Titan-Plasma überlegen sind.

Für die Ultraschallbearbeitung kommen *Ramaglia et al.* (2006) ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Oberflächenbeschichtung durch die Bearbeitung komplett abgetragen wird. Dies ist in der vorliegenden Studie bei Tantal auch der Fall. Die Beschichtung wird stellenweise komplett von der Trägerschicht abgelöst, und es kommt, wie bei *Ramaglia et al.* (2006) auch, zu einer signifikanten Erhöhung von R_z . Niob zeigt wiederum nur in einem Fall eine Beschädigung der Oberfläche. Diese liegt genau im Wendepunkt der Bearbeitungsspur, d.h. an dieser Stelle trat eine

besonders hohe Belastung durch die Richtungsänderung des Instrumentes auf. Um dies zu verhindern ist in zukünftigen Studien darauf zu achten, dass die Versuchsdurchführung für den Ultraschallscaler genau so gestaltet wird wie die für die Küretten. Daher sollte das Instrument nur in einer Richtung über die Versuchsoberfläche geführt werden. *Augthun et al. (1998)* führten ebenfalls Versuche mit Stahlküretten und Ultraschallscalern auf hydroxylapatitbeschichteten und titan-plasma-spray-beschichteten Implantaten durch und stellten auch für diese Fälle Beschädigungen an der Oberfläche fest.

Leider liegen zurzeit keine Vergleichsstudien für die Bearbeitung von Tantal- und Niob beschichteten Implantaten vor, so dass die Daten der vorliegenden Studie im Bezug auf diese beiden Beschichtungen nicht mit anderen Autoren verglichen werden können. *Thull et al. (2003)* und *Pennekamp et al. (2006)* beschreiben Titan-Niob-Kombinationen als sehr verschleiß- und haftfest mit einem guten Korrosionsverhalten. Dies entspricht den Ergebnissen dieser Studie, wurden die Nioboberflächen doch kaum durch die Bearbeitung mit Stahlküretten und Ultraschallscalern beschädigt. Tantal hat sich, wie oben bereits beschrieben, schon als Implantatmaterial in der Orthopädie bewiesen. Unsere Ergebnisse werfen jedoch die Frage auf, ob es auch für die Beschichtung dentaler Implantate eine mögliche Alternative darstellt. Die Bearbeitung der Oberfläche hinterließ deutliche Schäden und im Vergleich zu Hydroxylapatit oder Titan-Plasma konnte nur eine gering höhere Widerstandsfähigkeit gegenüber der mechanischen Bearbeitung festgestellt werden. *Homiak et al. (1992)* und *Mengel et al. (1998)* führten Kratzversuche mit Stahlküretten auf Titan durch. Beide Arbeitsgruppen kamen zu dem Ergebnis, dass die Bearbeitung der Titanoberfläche mit einem Stahlinstrument deutliche Schäden an der Oberfläche verursacht. Diese stellen sich als Kratzer in der Oberfläche dar und schlagen sich in erhöhten Rauheitswerten nieder. Dies geht konform mit den Ergebnissen, die wir aus den Versuchen mit Stahlküretten und Titanoberflächen gewonnen haben. Bereits ab der niedrigsten Arbeitsbelastung von nur 40 g konnten Kratzer in der Titanoberfläche beobachtet werden, deren Ausmaße mit steigender Arbeitsbelastung zunahmen, was REM-Aufnahmen und Rauheitswerte belegen.

Meschenmoser et al. (1996) führten auch Versuche mit dem Ultraschallscaler auf Titan durch. Dabei stellte sich heraus, dass es zu deutlichen Kratzern und dem Auftreten von Materialaufwerfungen auf der Oberfläche kommt, die mit den in dieser

Studie auftretenden Oberflächenbeschädigungen zu vergleichen sind. Es sind eindeutige Kratzer und auch Materialschollen auf der Oberfläche feststellbar.

Verschiedene Arbeitsgruppen konstatierten, dass sich für die Reinigung von Titan-, Hydroxylapatit- und Titan-Plasma-Oberflächen andere Instrumente besser eignen. *Von Giese Brookshire et al. (1997)* testeten Harzscaler, ein Pulverstrahlgerät, einen Gummipolierer mit Polierpaste, einen Graphitscaler und einen Gold beschichteten Gold-Paladiumscaler auf Titan und Titan-Alloy beschichteten Implantaten. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Graphitscaler und der Goldscaler beide Oberflächen beschädigen und somit nicht für den klinischen Gebrauch infrage kommen. Der Gummipolierer hinterließ feine, zirkuläre Kratzer auf den Oberflächen, während das Pulverstrahlgerät und der Harzscaler die Testflächen unbeschadet ließen. *Homiak et al. (1992)* wandten einen Gummipolierer mit und ohne Paste, ein Pulverstrahlgerät und einen Plastikscaler alternativ zur Stahlkürette an. Die untersuchte Titanoberfläche wurde von der Stahlkürette, wie auch bei unseren Versuchen, stark beschädigt. Die drei anderen angewandten Instrumente hinterließen eine Oberfläche, die glatter war als die der Vergleichsprobe. Sie hatten also einen glättenden Effekt und polierten die Oberfläche. Dies ist in ähnlicher Weise bei der Tantaloberfläche auch der Fall gewesen. Nachdem die Oberfläche mit der Deppeler-Kürette bei einem Auflagedruck von 40 g bearbeitet wurde, sank R_{\max} unter den Ausgangswert. Die Hu-Friedy®-Küretten bewirkten bei 800 g Auflagedruck, dass R_z und R_{\max} auch dort unter die Ausgangswerte absanken. Bei 1000 g Druck fiel R_z ebenfalls unter den Ursprungswert. Die Werte änderten sich jedoch nur innerhalb der Grenzen der Standartabweichung der unbearbeiteten Oberflächen, so dass nicht von einem generell glättenden Effekt gesprochen werden kann. *Aughtun et al. (1998)* bearbeiteten glatte Titanoberflächen und Hydroxylapatit beschichtete Implantate mit Diamantpolierern, Stahlküretten, Ultraschallscalern, Plastikküretten und einem Pulverstrahlgerät. Die ersten drei Instrumente erwiesen sich, wie erwartet, als ungeeignet für die beschädigungsfreie Reinigung der Oberflächen. Das Pulverstrahlgerät und die Plastikkürette verursachten leichte Schäden auf der Hydroxylapatitoberfläche, ließen aber die Titanoberfläche unbeschadet. Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Plastikkürette das geeignetste Instrument für die Implantatoberflächenreinigung darstellt.

Giannini et al. (2006) untersuchten die Oberflächen desinfizierende Wirkung eines Nd:YAG-Lasers auf Implantatoberflächen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine

Bestrahlung der Oberfläche mit einer Leistung von 1 bis 1,4 Watt möglich ist, ohne die Oberfläche zu verändern oder zu schädigen. Sie stellten fest, dass eine Oberflächendesinfektion bei einer niedrigen Impulsenergie, unabhängig von der Impulsrate und somit der Gesamtstrahlenenergie, möglich ist, ohne die Oberfläche zu verändern. Wenn man die Rauheitswerte für Titan und Niob in dieser Studie betrachtet, kommt man für niedrige Energiewerte zu ähnlichen Ergebnissen wie *Giannini et al* (2006). Die Rauheitswerte bei 30 und 60 mJ Strahlenenergie ändern sich kaum. Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zeigt allerdings, dass es sehr wohl zu einer Veränderung der bestrahlten Oberfläche kommt. Sie zeigt sich bei Niob anfangs bei 30 mJ Strahlenenergie nur als Verfärbung. Bei Titan und Tantal fällt sie allerdings schon als Strukturveränderung der Oberfläche auf und ab 60 mJ ist bei allen drei Oberflächen eine Strukturveränderung zu sehen. Bei höheren Energiewerten kommt es, wie *Ramanos et al.* (2000), *Kreisler et al.* (2002) und auch die vorliegende Studie feststellten, zu Einschmelzungen, Riss- und Kraterbildungen und somit schweren Schäden an den Oberflächen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass der Nd:YAG-Lasereinsatz für die Periimplantitistherapie, die Implantatfreilegung oder die Weichgewebschirurgie in der Umgebung von Implantaten kontraindiziert ist. Dabei kommt es bei Hydroxylapatitoberflächen, Titanplasmaoberflächen, Titanoberflächen und wie in dieser Studie festgestellt wurde auch bei Niob- und Tantaloberflächen zu den oben beschriebenen Schäden.

5.3. Schlussfolgerung

Abschließend lässt sich festhalten, dass alle angewandten Instrumente, die Oberflächen der Ti- und der Ta-Abutments beschädigten, während dies bei den Nioboberflächen fast nur durch die Anwendung des Lasers auftrat. Somit sind Küretten und Ultraschallscaler bei moderatem Auflagedruck durchaus zur Reinigung von Abutments mit Nioboberfläche geeignet, verursachen auf Ti- und Ta-Oberflächen jedoch so große Schäden, dass ihre Anwendung hier nicht empfohlen werden kann. Der Laser stellt für alle drei Oberflächen keine Therapiealternative dar.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die Oberflächenrauigkeit verschiedener Implantatabutmentoberflächen nach der Bearbeitung mit in der Parodontologie üblichen Oberflächenbearbeitungsinstrumenten untersucht. Die untersuchten Abutmentoberflächen bestanden aus reinem Titan (Ti) Grad 4, das zum einen mit Niob (Nb) und zum anderen mit Tantal (Ta) beschichtet wurde. Die Bearbeitung der Oberflächen erfolgte mittels Stahlküretten zweier Anbieter (a: Modell Gracey 7/8, Fa Hu-Friedy®, Chicago, IL, USA; (HU) b: Modell Gracey 7/8, Fa Deppeler, Rolle, CH (DE)), einem Nd:YAG-Laser (Laser; PulseMaster 1000®, Fa ADT, American Dental Technologies, Texas, USA) sowie einem Ultraschallscaler (Uschall; Piezo-ZEG SONOSOFT® mit SonicFlex®-Aufsatz, Fa KaVo, Biberach) mit (MW) und ohne (OW) Wasserberieselung. Alle Instrumente wurden nach Empfehlungen der Hersteller angewandt. Der Auflagedruck bzw. die Bearbeitungsfrequenz und Energie wurden variiert.

Die Oberflächen wurden anschließend mit einem Lichtmikroskop, einem Rasterelektronenmikroskop (REM), mittels energiedispersiver Röntgespektroskopie (EDX), einem Rasterkraftmikroskop (AFM) und einem Rauheitsmessgerät untersucht. Außerdem wurde die Vickershärte bestimmt.

Die Lichtmikroskop- und REM-Aufnahmen zeigen nach der Bearbeitung mit HU, DE, Uschall MW und OW deutliche Schäden an den Ta- und Ti-Oberflächen, während bei den Nb-Oberflächen keine bis sehr geringe Bearbeitungsspuren nachzuweisen sind.

Dieses Ergebnis wird durch die anderen Untersuchungsmethoden bestätigt. Die Zunahme der Rauigkeit der Oberflächen ist signifikant unterschiedlich, wobei Titan die größten und Niob die kleinsten Strukturveränderungen aufweist.

Die Rauheitsmessung ergab in Bezug auf die Oberflächenbearbeitung mit dem Ultraschallscaler, dass sich die Rauheit in Abhängigkeit von der Wasserberieselung, Frequenz und Druck signifikant ändert, was allerdings Oberflächen abhängig ist. Des Weiteren zeigt sie, dass bei der Nioboberfläche nur eine geringe Änderung der Oberflächenrauheit eintritt, während sich im Vergleich dazu die Rauheiten der anderen beiden Oberflächen signifikant verändern. Die größte Veränderung tritt bei einem Auflagedruck von 400g ein.

Nach der Bearbeitung mit dem Laser sind auf allen drei Oberflächen eindeutige Schäden nachweisbar.

Beim Vergleich der Rauigkeitsveränderung die durch HU, DE und Ultraschall verursacht wurden, konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Instrumenten festgestellt werden.

Ob die Widerstandsfähigkeit der Nioboberfläche diese für den Einsatz als Abutmentbeschichtung in der menschlichen Mundhöhle qualifiziert, müssen weitere klinische Studien zeigen.

7. Summary

In the current study the surface behavior of different implantabutmentsurfaces has been investigated after the treatment with several periodontal cleaning instruments. The investigated surfaces consisted of pure titanium rank four (ti), titanium coated with niobium (nb) and titanium coated with tantalum (ta). The treatment of the surfaces has been performed by two different typs of steel currets (a: Modell Gracey 7/8, Fa Hu-Friedy®, Chicago, Il, USA; (HU) b: Modell Gracey 7/8, Fa Deppeler, Rolle, CH (DE)), a Nd:YAG-Laser (Laser; PulseMaster 1000®, Fa ADT, American Dental Technologies, Texas, USA) and an ultrasonic scaler (Uschall; Piezo-ZEG SONOSOFT® mit SonicFlex®-Aufsatz, Fa KaVo, Biberach) with (mw) and without (ow) the use of water. All the instruments were used by the manufacturers recommendations. Treatment preasure, the frequency and the energy of the instruments had been variated.

Subsequently, the surfaces were investigated by use of optical microscope, scanning electron microscope including EDX, atomic force microscope and profilometer. Furthermore the vickers hardness has been evaluated.

After treatment with HU, DE, Uschall mw and ow, clear damages on the ta and ti surface could be seen with the optical and the scanning electron microscope, while no until slightly imprints were detected on the nb surface.

This findings were verified by the other methodes of investigation. There was a significant difference in the increase of the surface roughnesses, whereat titanium showed the most and niobium the least change in the surface structure. For the ultrasonic scaler the profilometer showed a significant change in roughness as a function of frequency, preasure and use of water. Furthermore there was only a little change of roughness of the niobium surface, while in comparison with it the surface roughness of titanium and tantalum changes were significantly. The uppermost alteration appears by a preasure of 400 g. After the surface treatment with the laser, clearly damages could be shown on all the three surfaces.

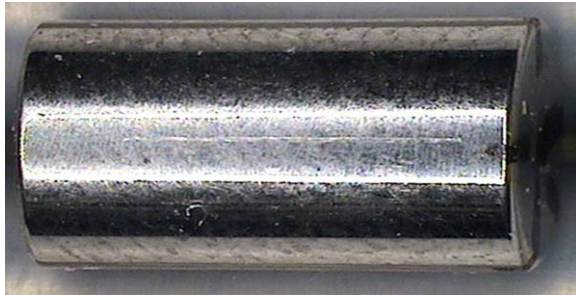
At the comparison of the roughness caused by Hu, De and the ultrasonic scaler no significant difference between the instruments could be detected.

Further clinical investigations need to show if its resistance qualifies the niobsurface to be used as an abutmentsurfacecoating.

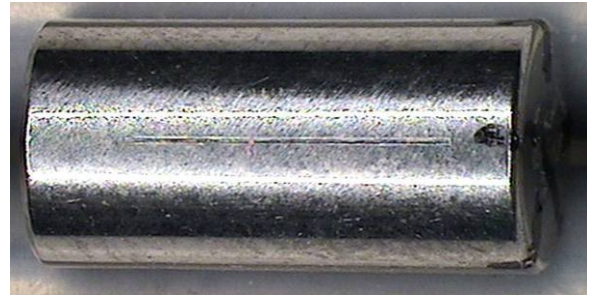
8. Anhang

Lichtmikroskopbilder

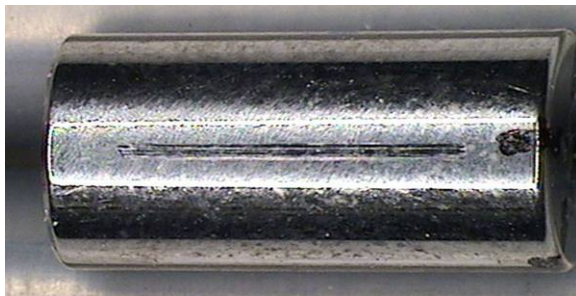
Stahlküretten auf Titan



Küretten auf Titan, 40 g



Küretten auf Titan, 200 g



Küretten auf Titan, 400 g



Küretten auf Titan, 600 g



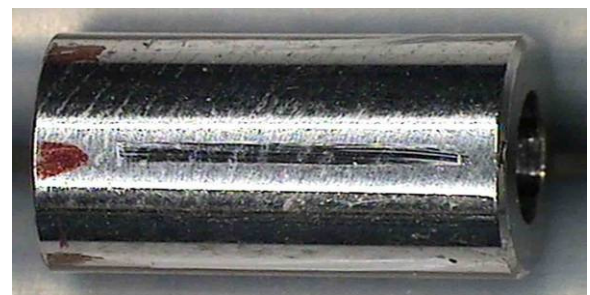
Küretten auf Titan, 800 g



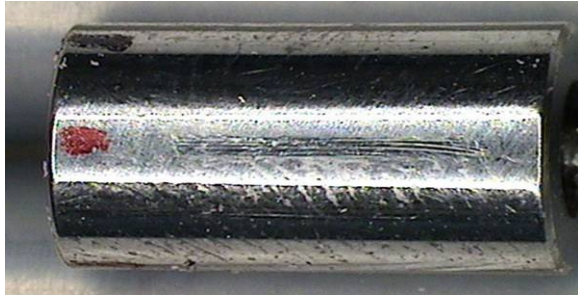
Küretten auf Titan, 1000 g



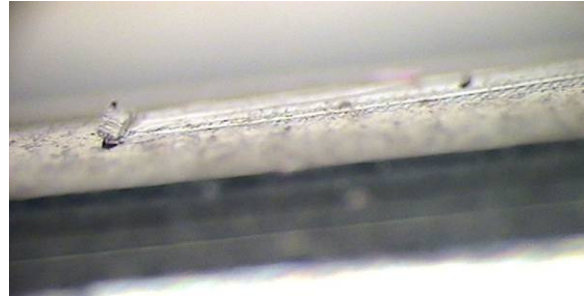
Küretten auf Titan, 1500 g



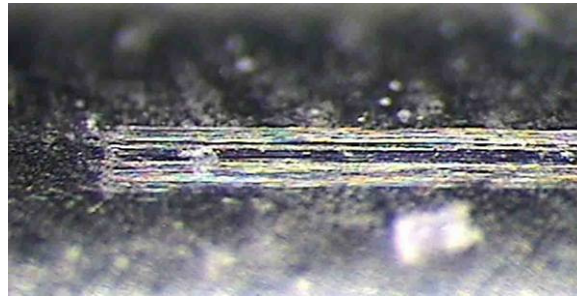
Küretten auf Titan, 2000 g



Küretten auf Titan, 2500 g

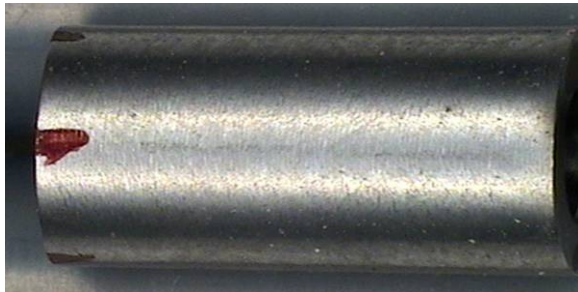


Küretten auf Titan, 2500 g

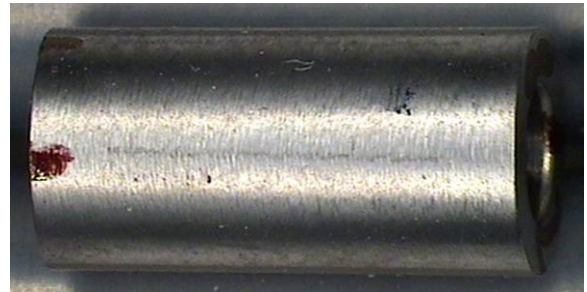


Küretten auf Titan, 40 g

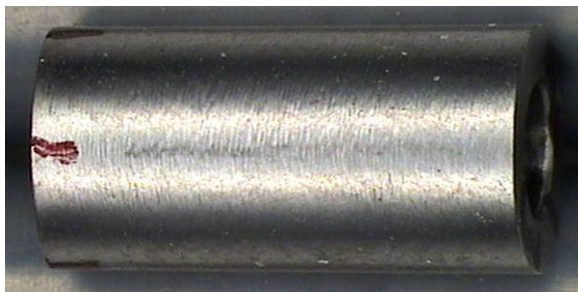
Stahlküretten auf Tantal



Küretten auf Tantal, 40 g



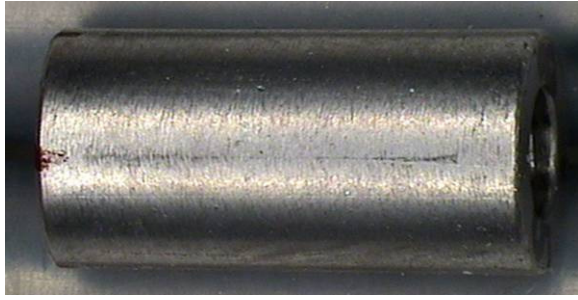
Küretten auf Tantal, 50 g



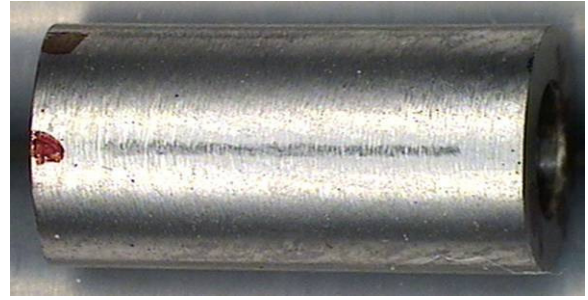
Küretten auf Tantal, 200 g



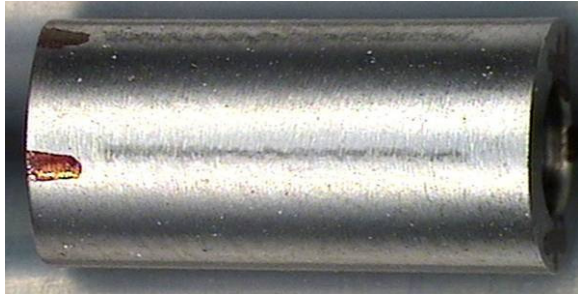
Küretten auf Tantal, 400 g



Küretten auf Tantal, 600 g



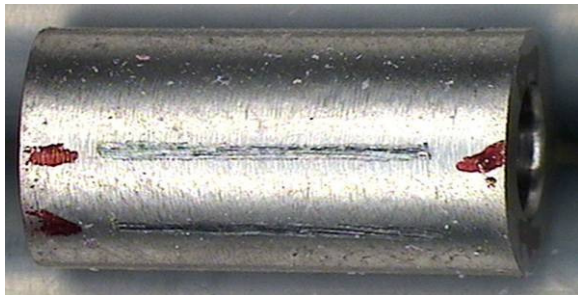
Küretten auf Tantal, 800 g



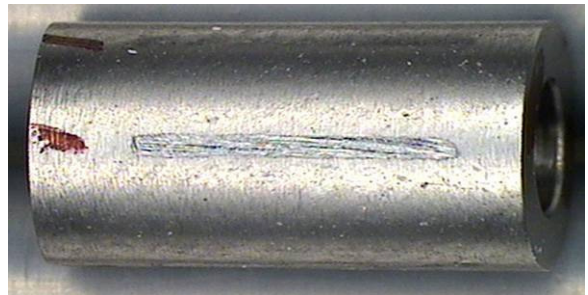
Küretten auf Tantal, 1000 g



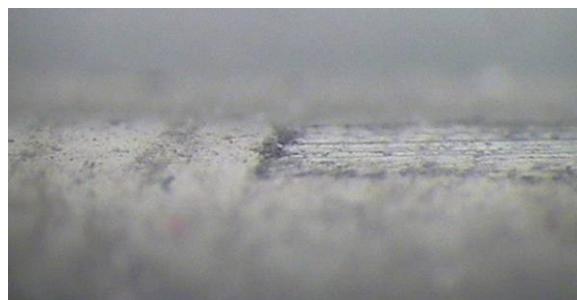
Küretten auf Tantal, 1500 g



Küretten auf Tantal, 2000 g

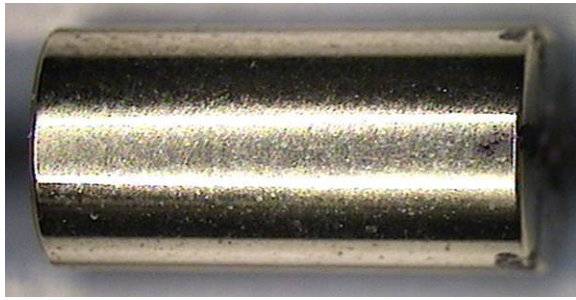


Küretten auf Tantal, 2500 g

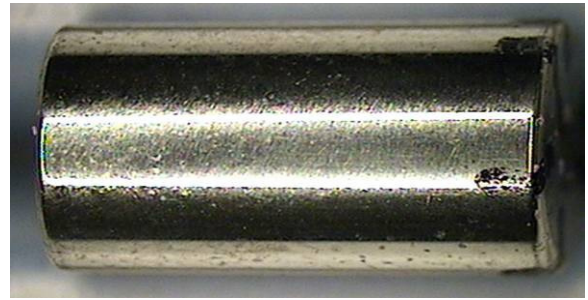


Küretten auf Tantal, 2500 g

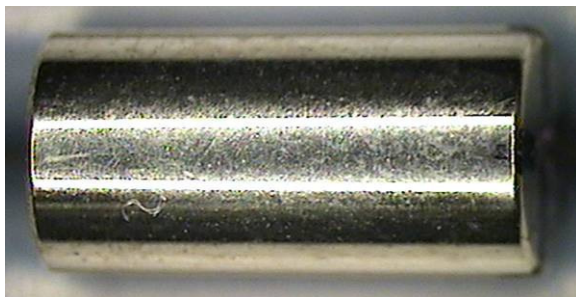
Stahlküretten auf Niob



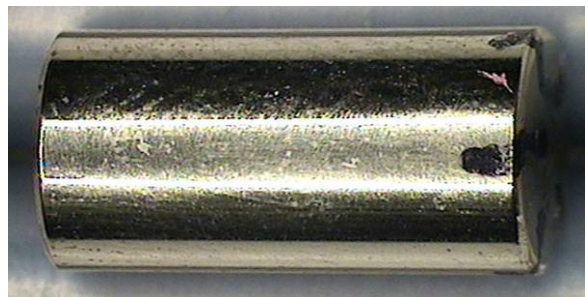
Küretten auf Niob, 40 g



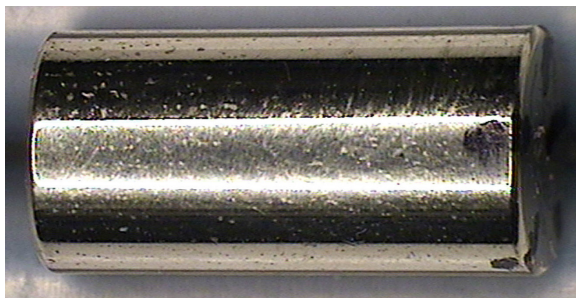
Küretten auf Niob, 50 g



Küretten auf Niob, 200 g



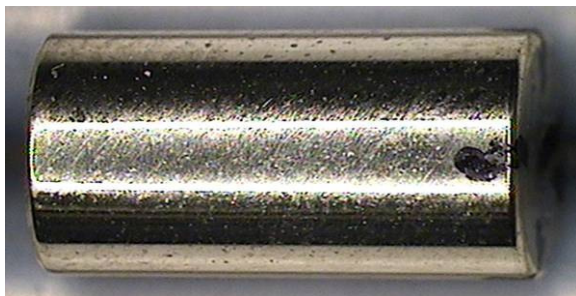
Küretten auf Niob, 400 g



Küretten auf Niob, 600 g



Küretten auf Niob, 800 g



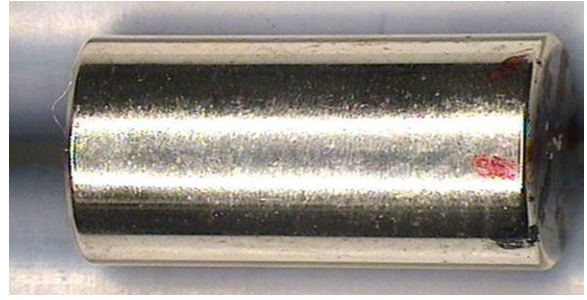
Küretten auf Niob, 1000 g



Küretten auf Niob, 1500 g

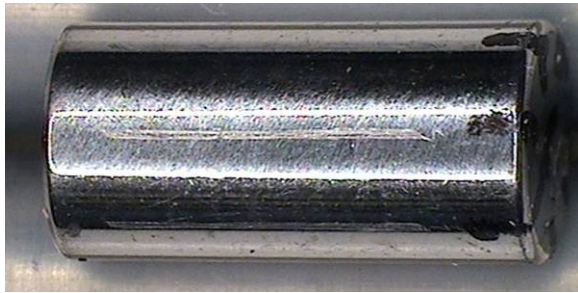


Küretten auf Niob, 2000 g

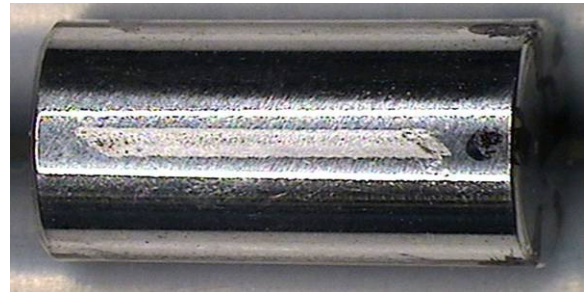


Küretten auf Niob, 2500 g

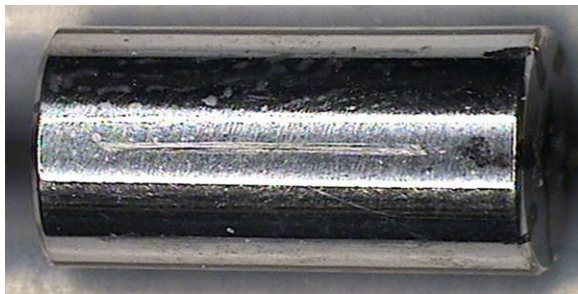
Ultraschall auf Titan



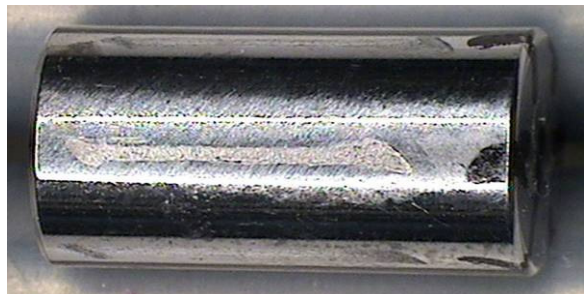
Ultraschall auf Titan, 100 g, 160000 Hz,
ow



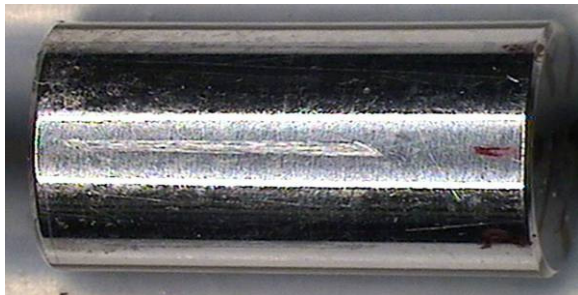
Ultraschall auf Titan, 100 g, 300000 Hz,
ow



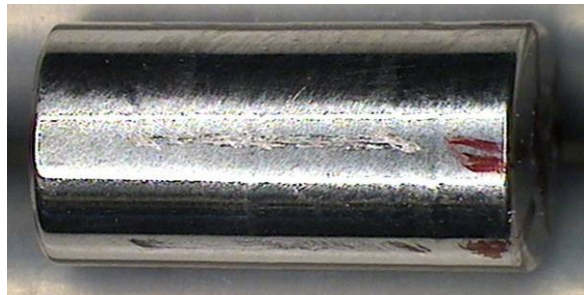
Ultraschall auf Titan, 200 g, 160000 Hz,
ow



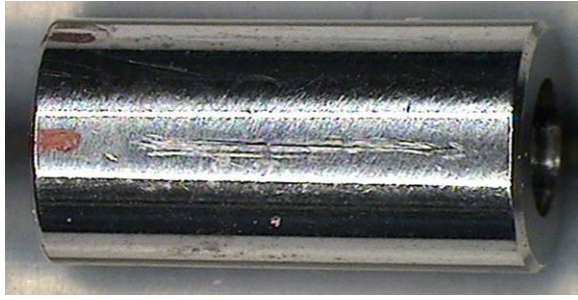
Ultraschall auf Titan, 200 g, 300000 Hz,
ow



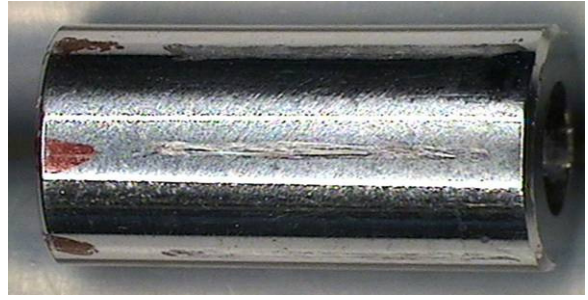
Ultraschall auf Titan, 400 g, 160000 Hz,
ow



Ultraschall auf Titan, 400 g, 300000 Hz,
mw

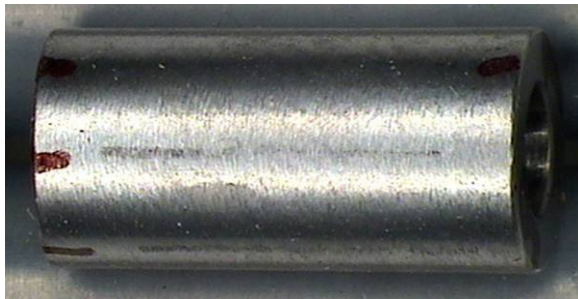


Ultraschall auf Titan, 800 g, 160000 Hz, mw

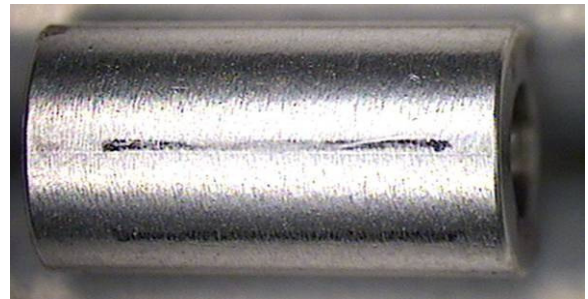


Ultraschall auf Titan, 800 g, 300000 Hz, mw

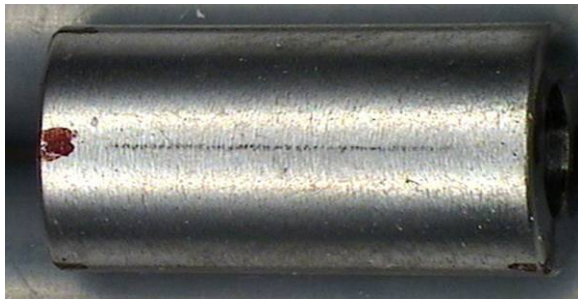
Ultraschall auf Tantal



Ultraschall auf Tantal, 100 g, 160000 Hz, ow



Ultraschall auf Tantal, 100 g, 300000 Hz, ow



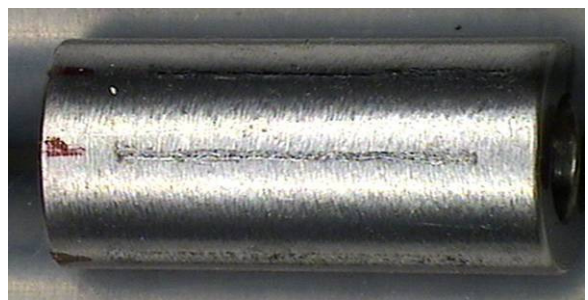
Ultraschall auf Tantal, 200 g, 160000 Hz, mw



Ultraschall auf Tantal, 200 g, 300000 Hz, ow



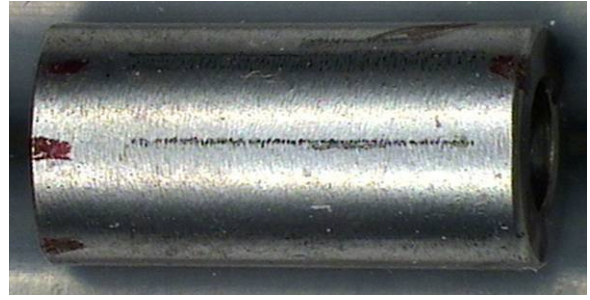
Ultraschall auf Tantal, 400 g, 160000 Hz, ow



Ultraschall auf Tantal, 400 g, 300000 Hz, ow

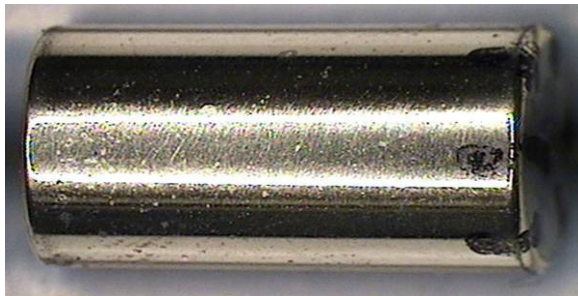


Ultraschall auf Tantal, 800 g,
160000 Hz, mw

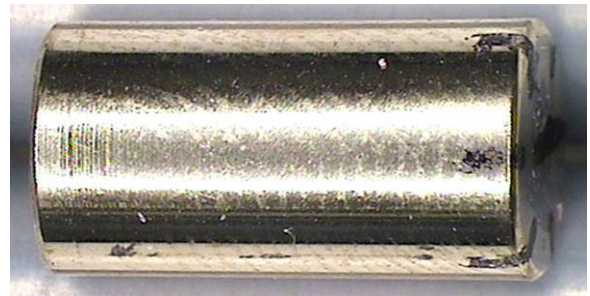


Ultraschall auf Tantal, 800 g,
300000 Hz, ow

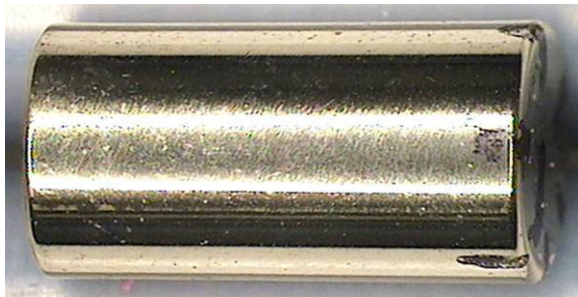
Ultraschall auf Niob



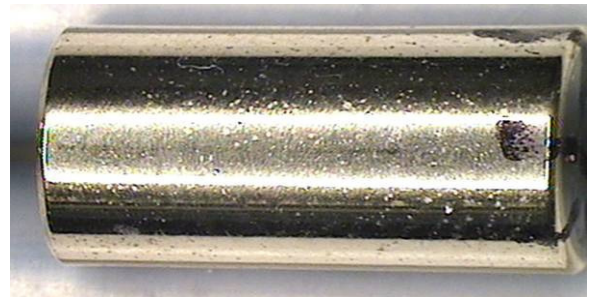
Ultraschall auf Niob, 100 g,
160000 Hz, ow



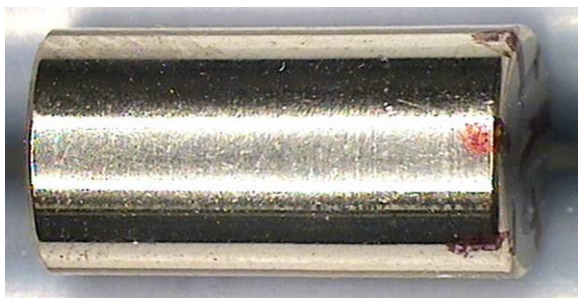
Ultraschall auf Niob, 100 g,
300000 Hz, mw



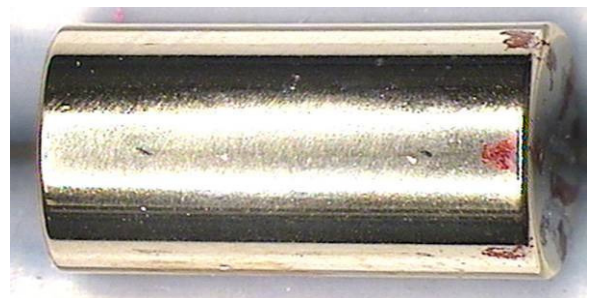
Ultraschall auf Niob, 200 g,
160000 Hz, ow



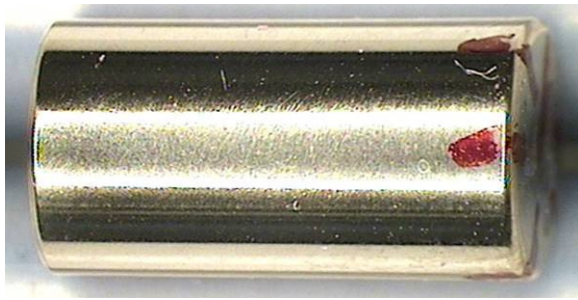
Ultraschall auf Niob, 200 g,
300000 Hz, mw



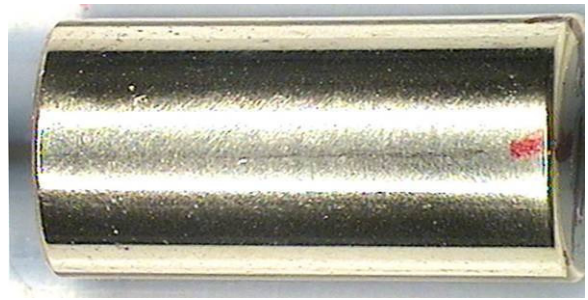
Ultraschall auf Niob, 400 g,
160000 Hz, mw



Ultraschall auf Niob, 400 g,
300000 Hz, mw



Ultraschall auf Niob, 800 g,
160000 Hz, mw

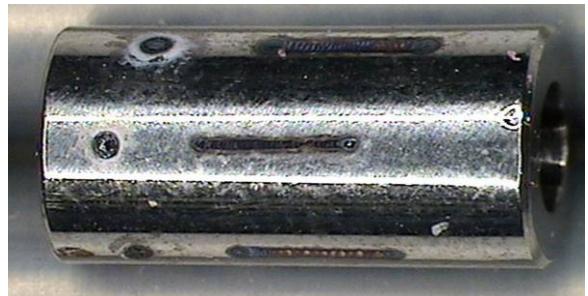


Ultraschall auf Niob, 800 g,
300000 Hz, mw

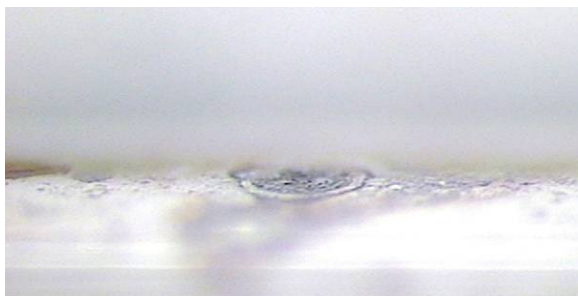
Laser auf Titan



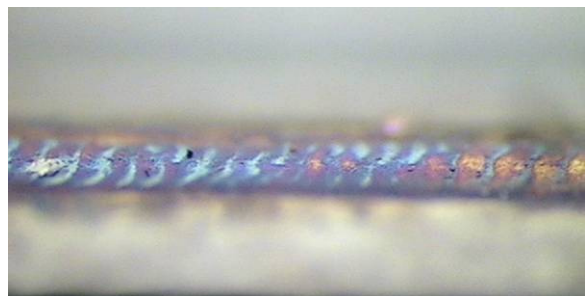
Laser auf Titan 100 mj 15 pps



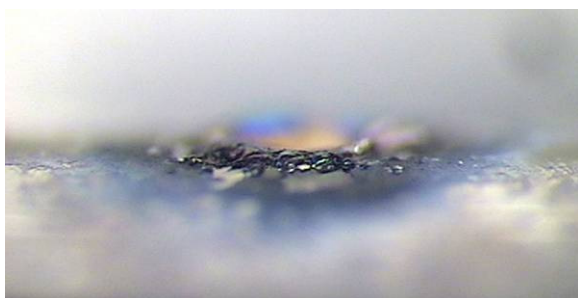
Laser auf Titan 60 mj 100 pps



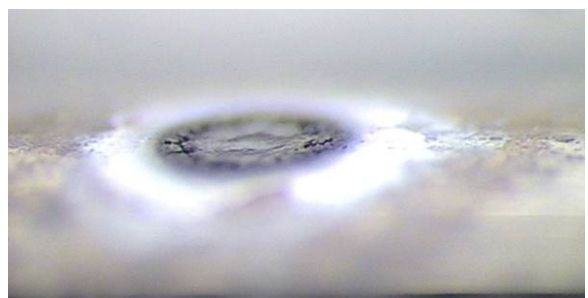
Laser auf Titan 320 mj 15 pps



Laser auf Titan 100 mj 100 pps

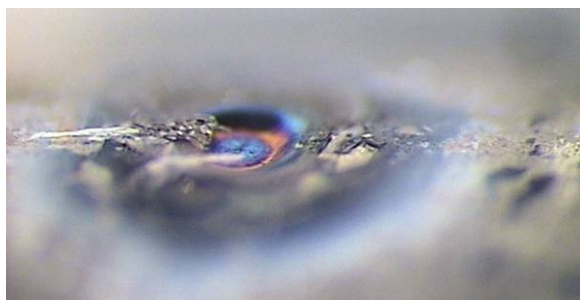


Laser auf Titan 320 mj 15 pps

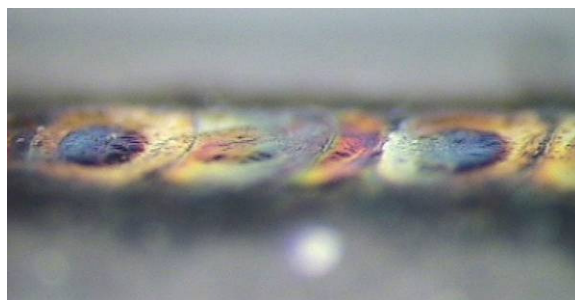


Laser auf Titan 100 mj 100 pps

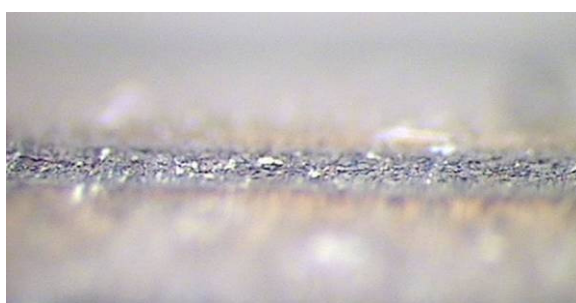
Laser auf Tantal



Laser auf Tantal 320 mj 15 pps

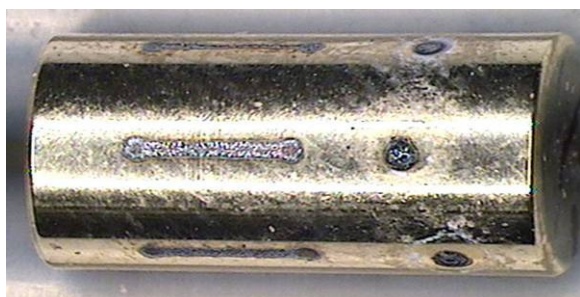


Laser auf Tantal 320 mj 15 pps

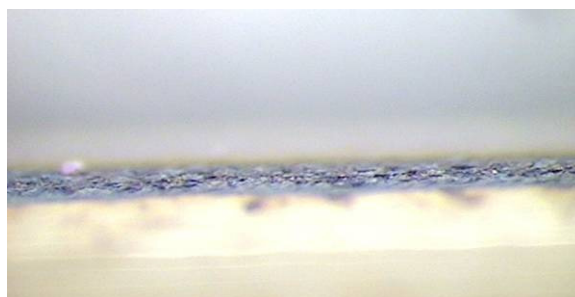


Laser auf Tantal 100 mj 100 pps

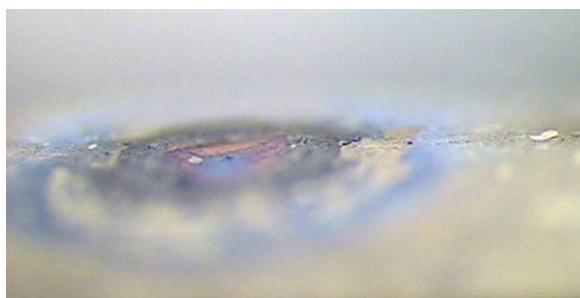
Laser auf Niob



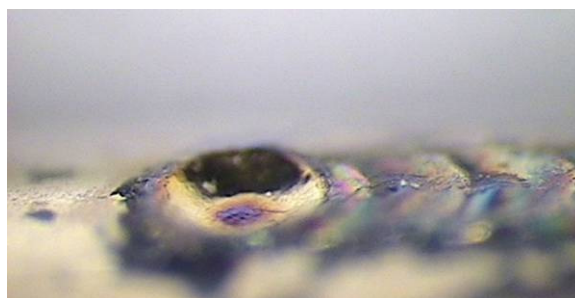
Laser auf Niob 100 mj 100 pps



Laser auf Niob 100 mj 100 pps



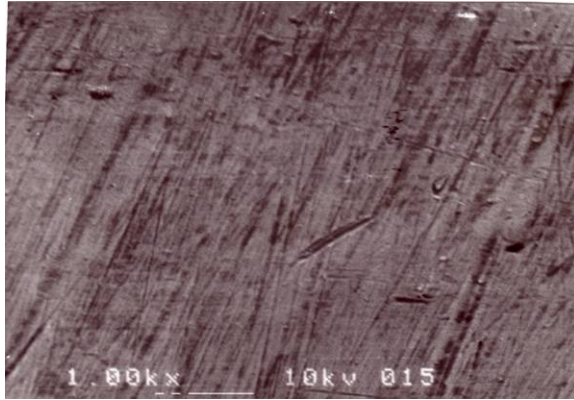
Laser auf Niob 320 mj 15 pps



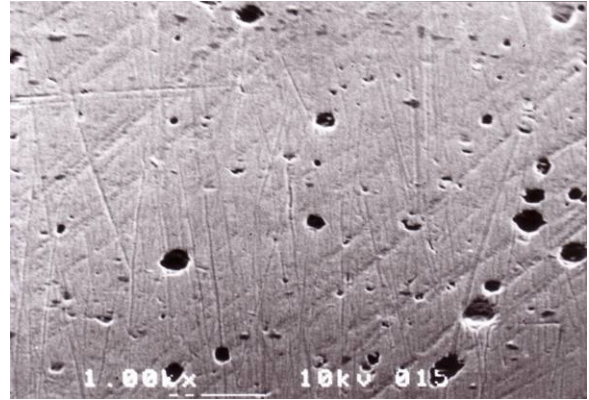
Laser auf Niob 320 mj 15 pps

Rasterelektronenmikroskopbilder

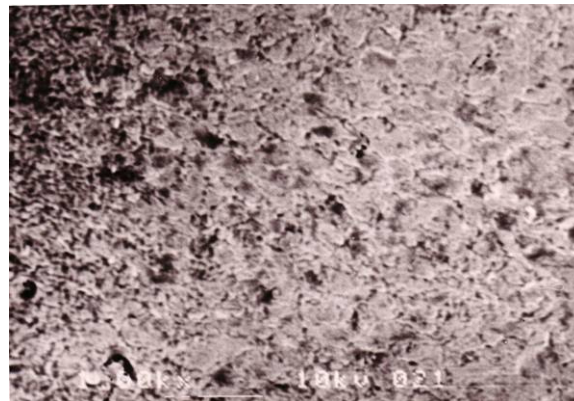
Unbehandelte Oberflächen



Titan

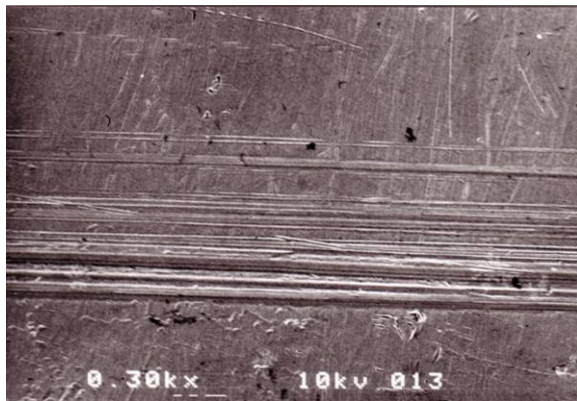


Niob

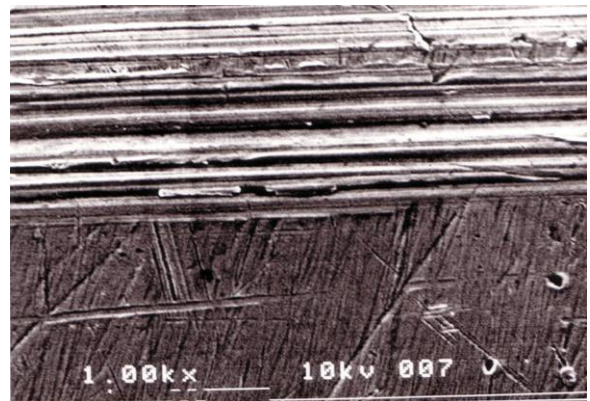


Tantal

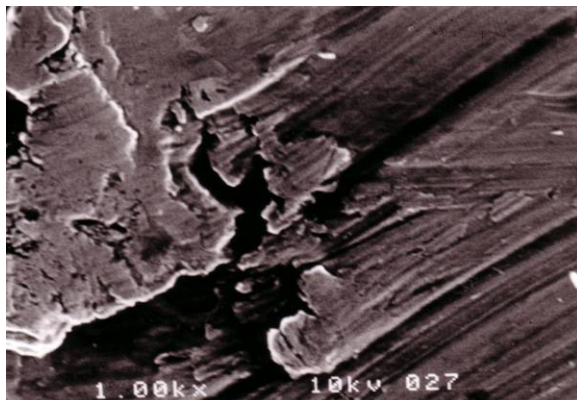
Stahlküretten auf Titan



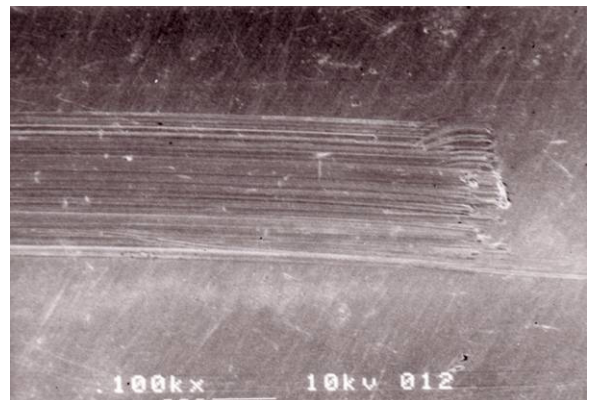
Küretten auf Titan, 40 g



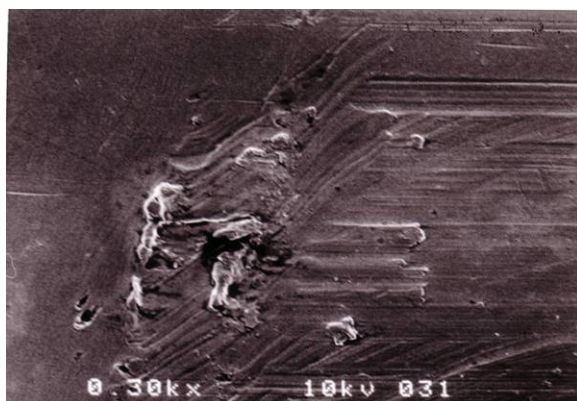
Küretten auf Titan, 50 g



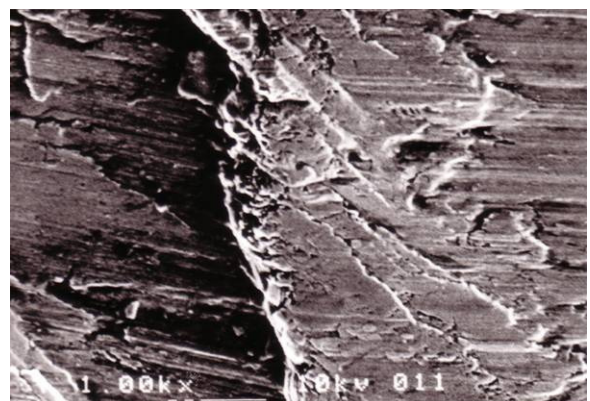
Küretten auf Titan, 400 g



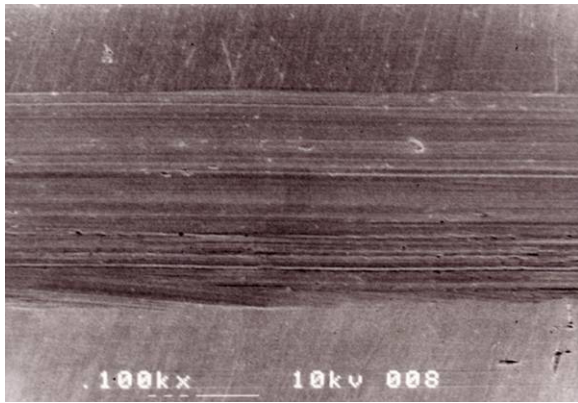
Küretten auf Titan, 600 g



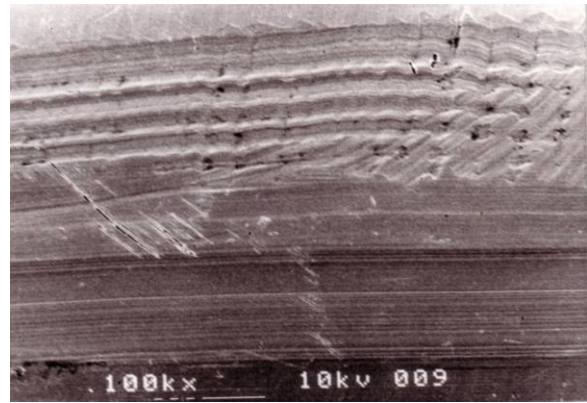
Küretten auf Titan, 800 g



Küretten auf Titan, 1500 g

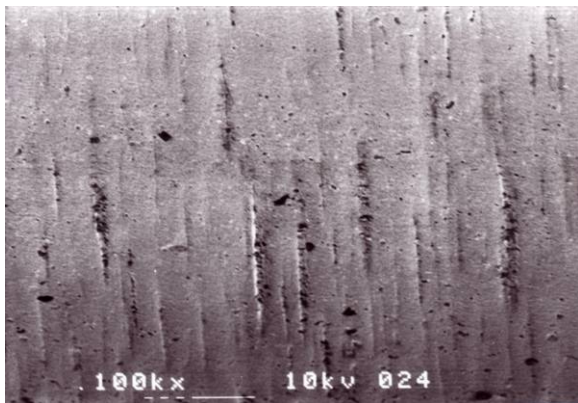


Küretten auf Titan, 2000 g

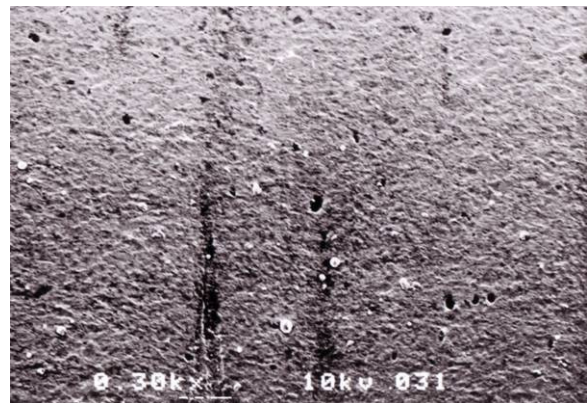


Küretten auf Titan, 2000 g

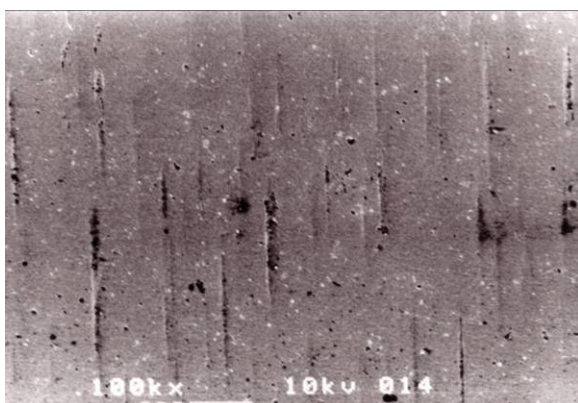
Stahlküretten auf Tantal



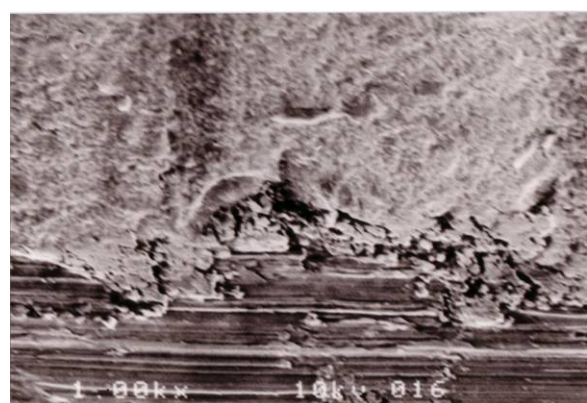
Küretten auf Tantal, 40 g



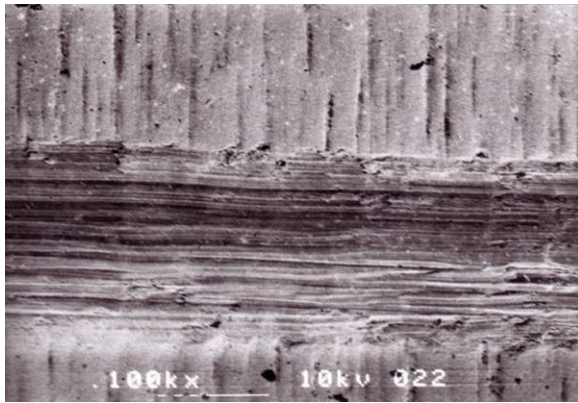
Küretten auf Tantal, 200 g



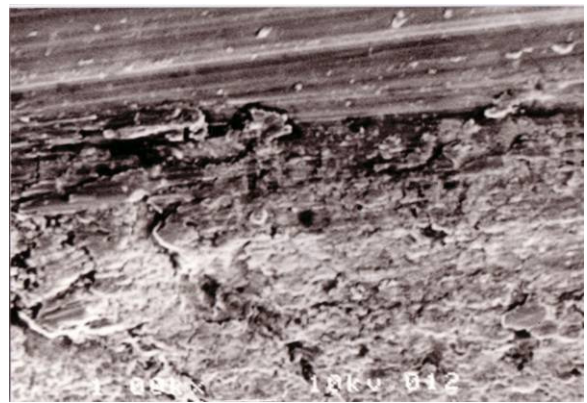
Küretten auf Tantal, 1000 g



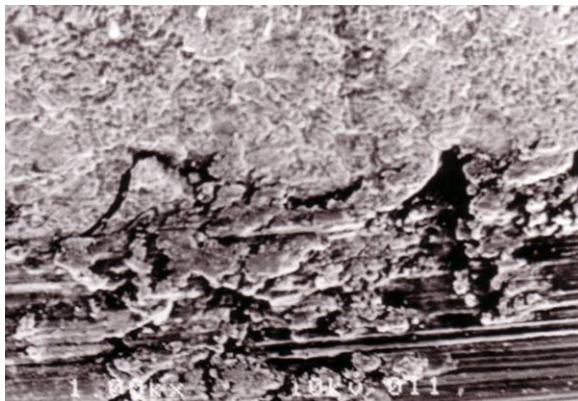
Küretten auf Tantal, 1500 g



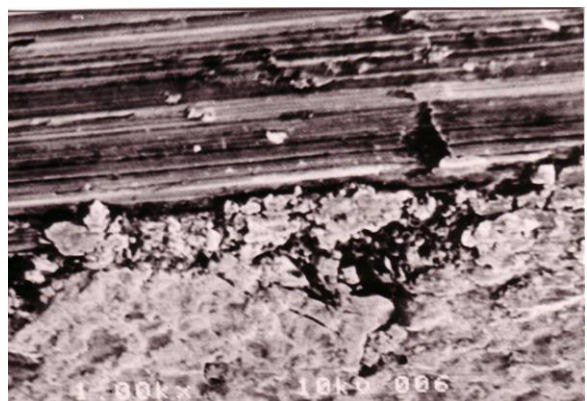
Küretten auf Tantal, 1500 g



Küretten auf Tantal, 2000 g

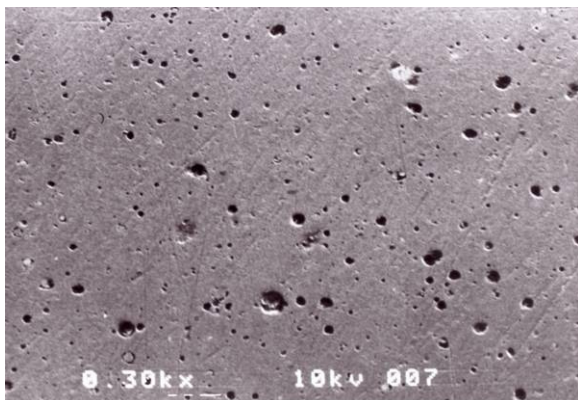


Küretten auf Tantal, 2000 g

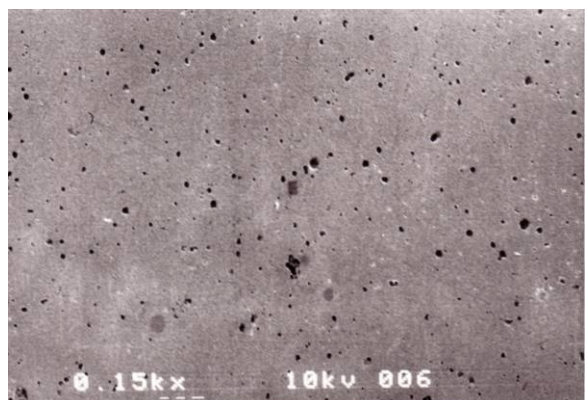


Küretten auf Tantal, 2500 g

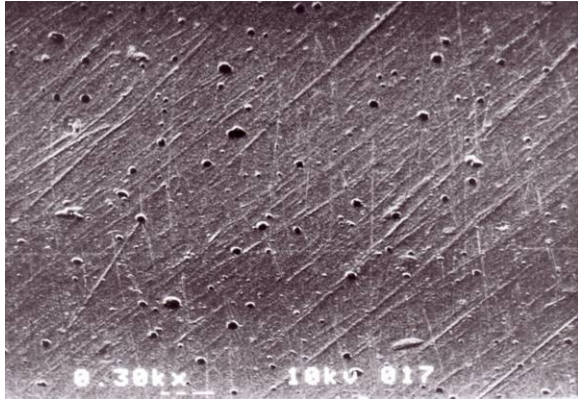
Stahlküretten auf Niob



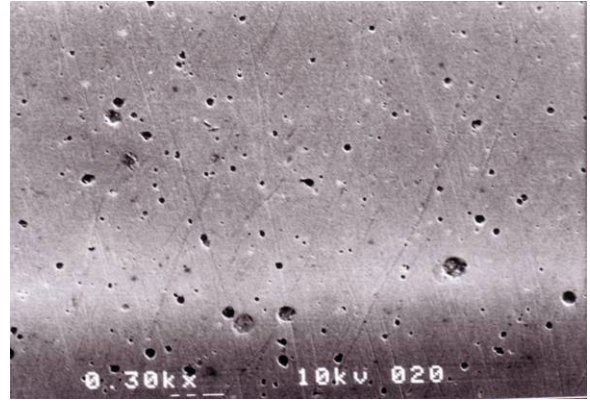
Küretten auf Niob, 40 g



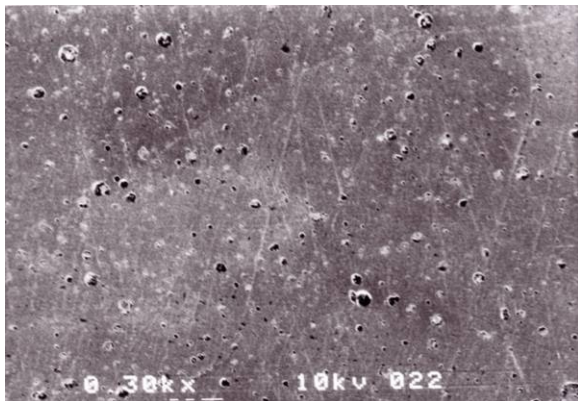
Küretten auf Niob, 50 g



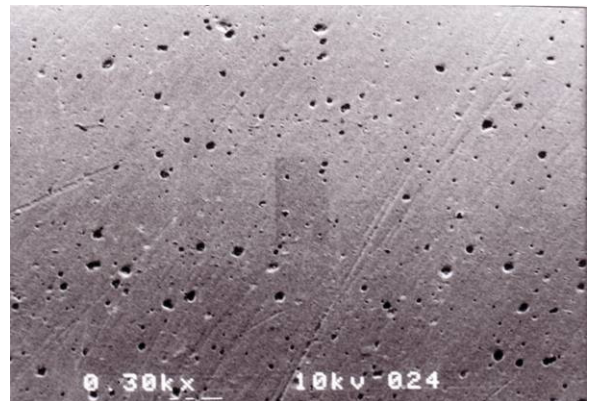
Küretten auf Niob, 200 g



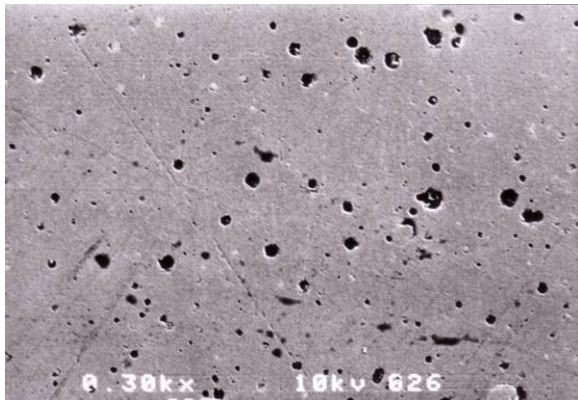
Küretten auf Niob, 400 g



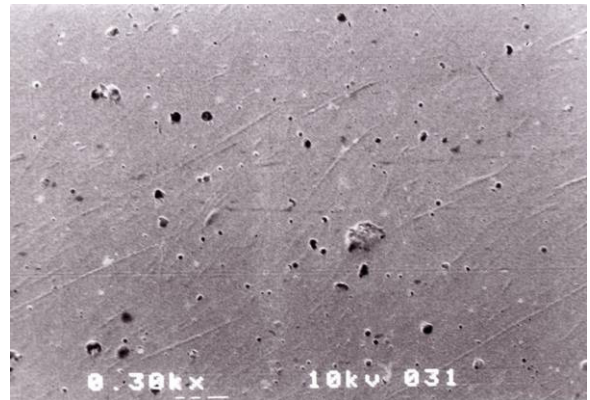
Küretten auf Niob, 600 g



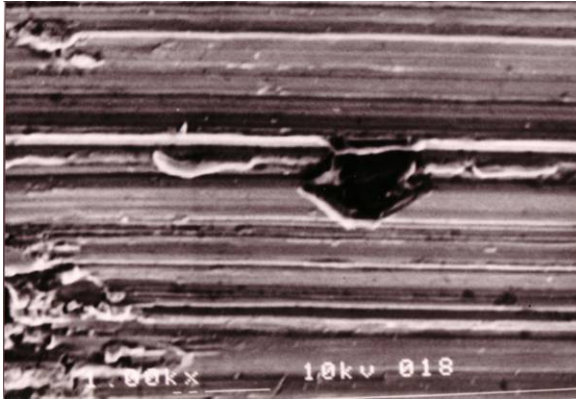
Küretten auf Niob, 800 g



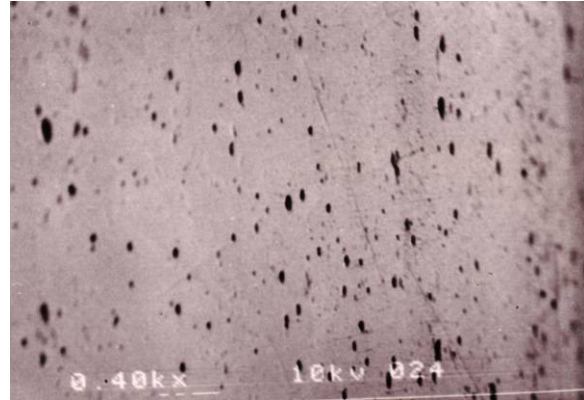
Küretten auf Niob, 1500 g



Küretten auf Niob, 2000 g

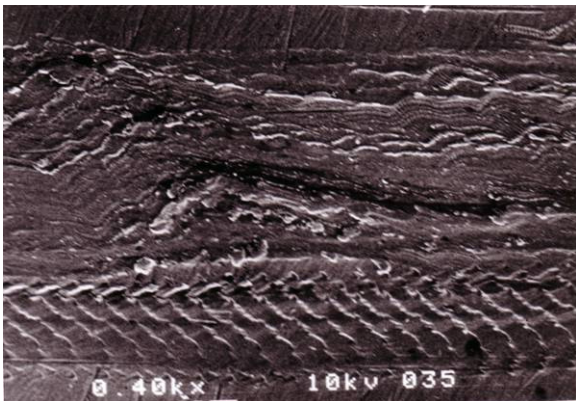


Küretten auf Niob, 2000 g

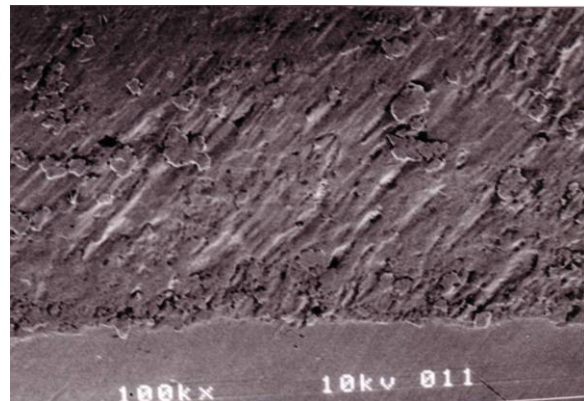


Küretten auf Niob, 2500 g

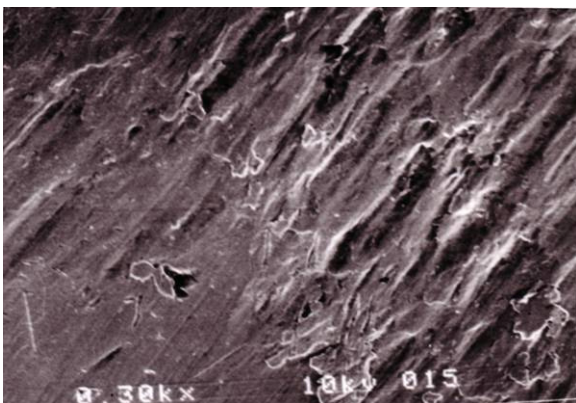
Ultraschall auf Titan



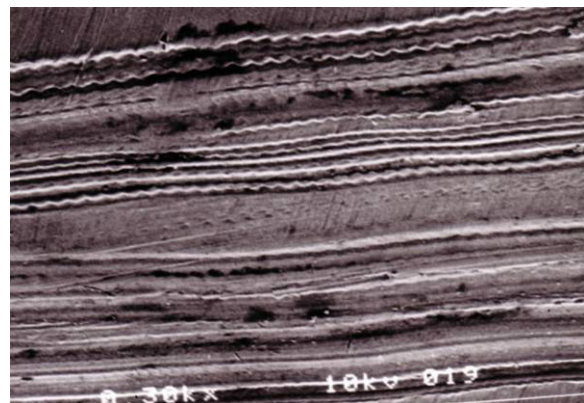
Ultraschall auf Titan, 100 g,
160000 Hz, mw



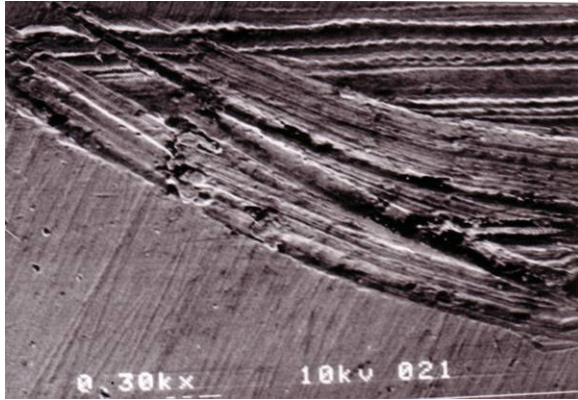
Ultraschall auf Titan, 100 g,
160000 Hz, mw



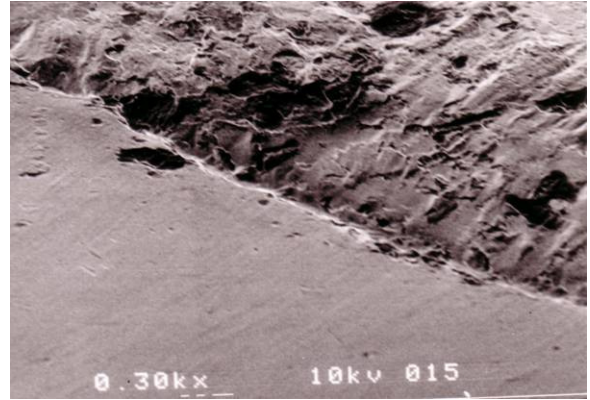
Ultraschall auf Titan, 100 g,
300000 Hz, mw



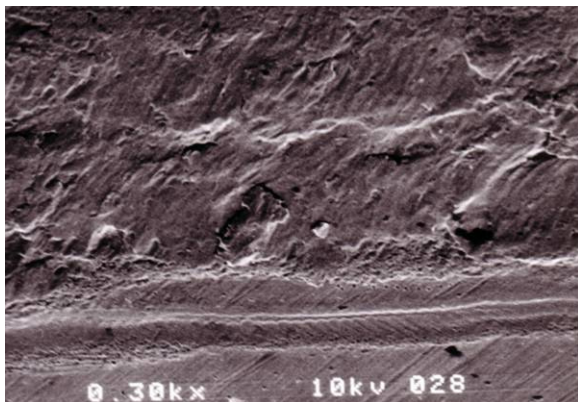
Ultraschall auf Titan, 200 g,
160000 Hz, ow



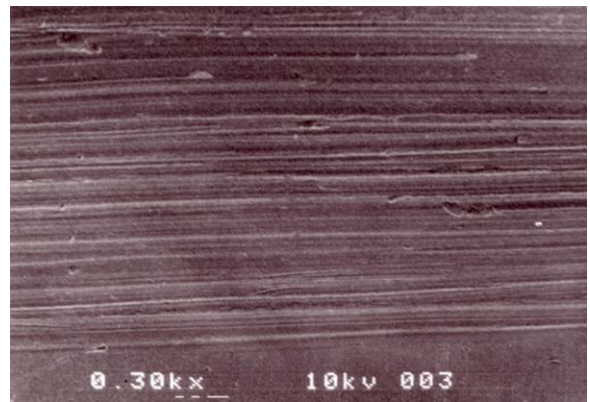
Ultraschall auf Titan, 200 g,
160000 Hz, ow



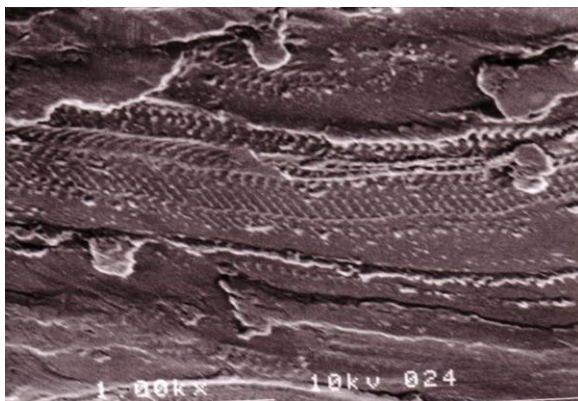
Ultraschall auf Titan, 200 g,
300000 Hz, mw



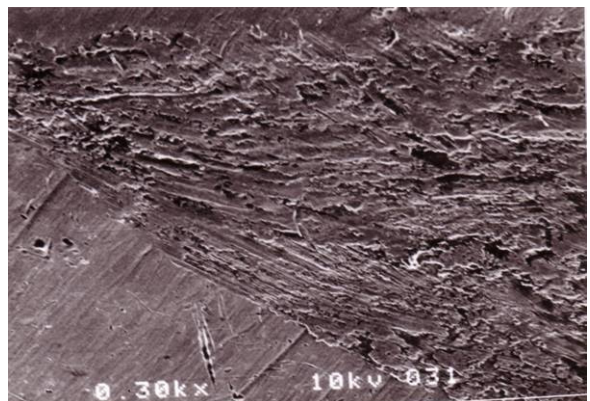
Ultraschall auf Titan, 200 g,
300000 Hz, ow



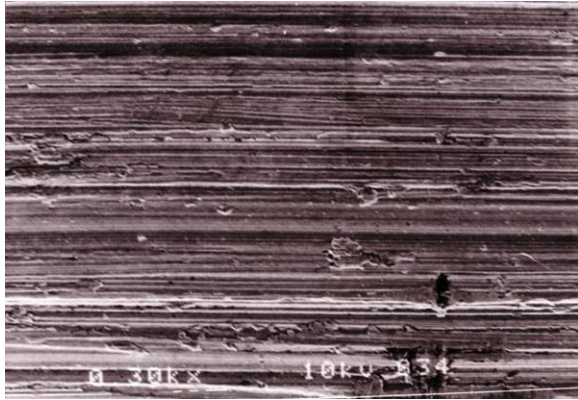
Ultraschall auf Titan, 400 g,
160000 Hz, ow



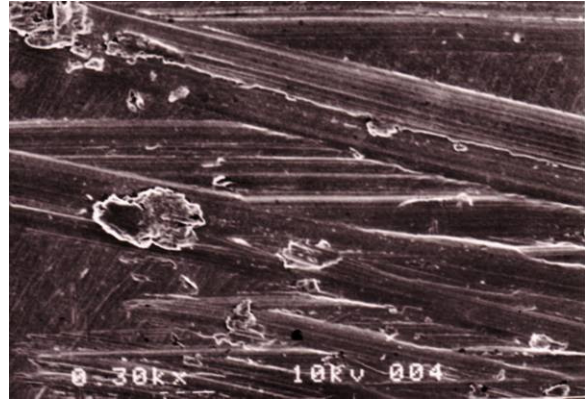
Ultraschall auf Titan, 400 g,
300000 Hz, mw



Ultraschall auf Titan, 800 g,
300000 Hz, ow

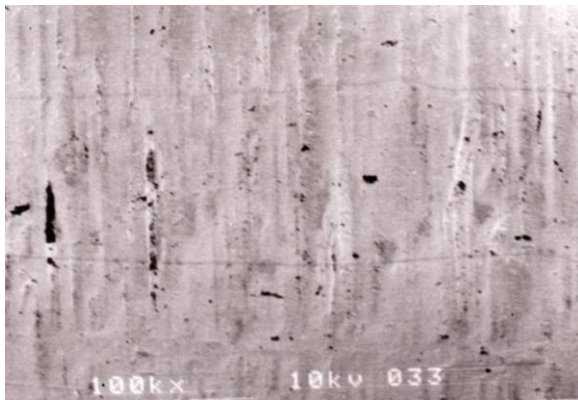


Ultraschall auf Titan, 800 g,
160000 Hz, mw

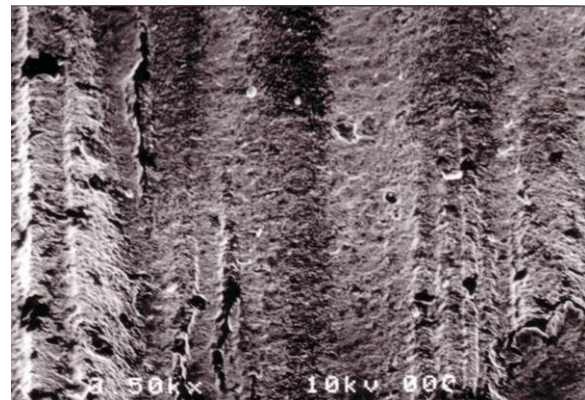


Ultraschall auf Titan, 800 g,
160000 Hz, mw

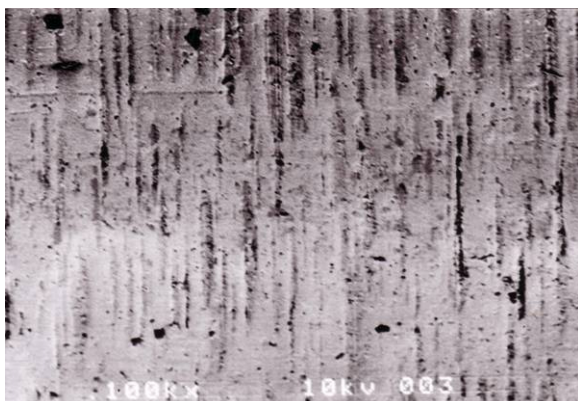
Ultraschall auf Tantal



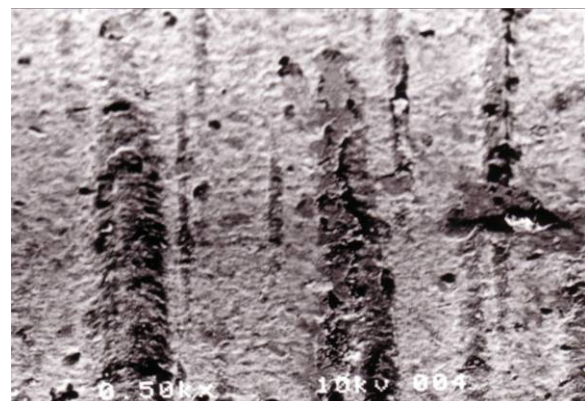
Ultraschall auf Tantal, 100 g,
160000 Hz, ow



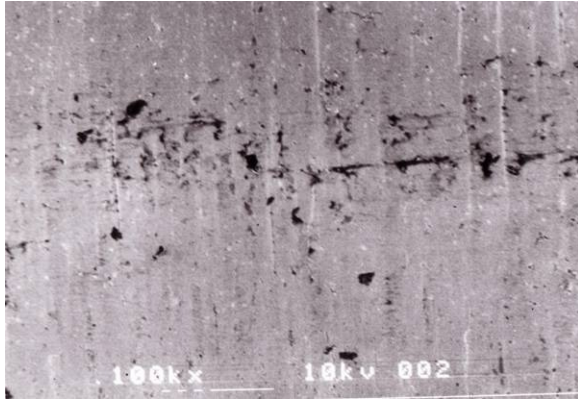
Ultraschall auf Tantal, 100 g,
160000 Hz, ow



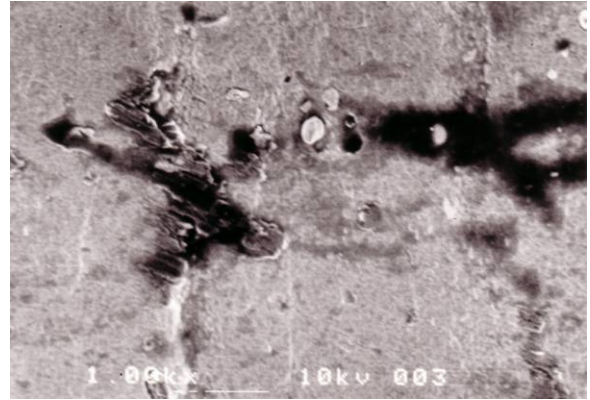
Ultraschall auf Tantal, 100 g,
300000 Hz, ow



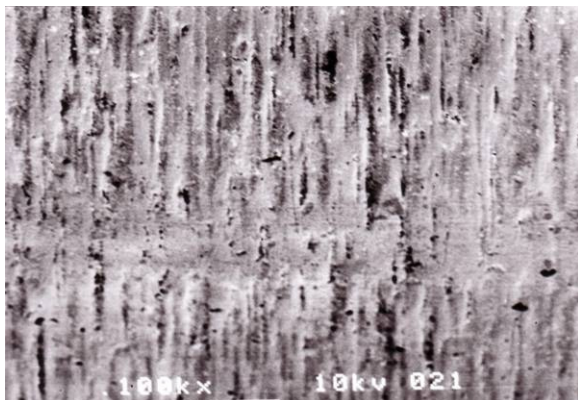
Ultraschall auf Tantal, 100 g,
300000 Hz, ow



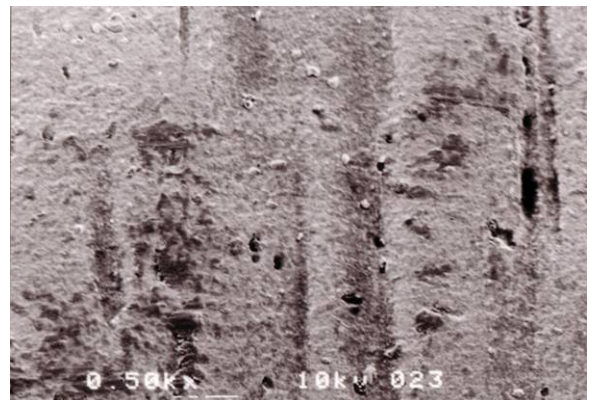
Ultraschall auf Tantal, 200 g,
160000 Hz, ow



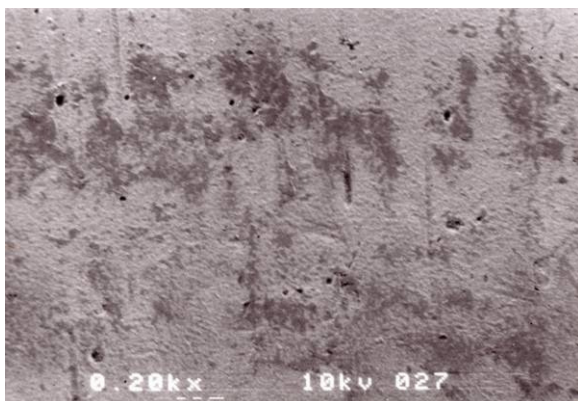
Ultraschall auf Tantal, 200 g,
160000 Hz, ow



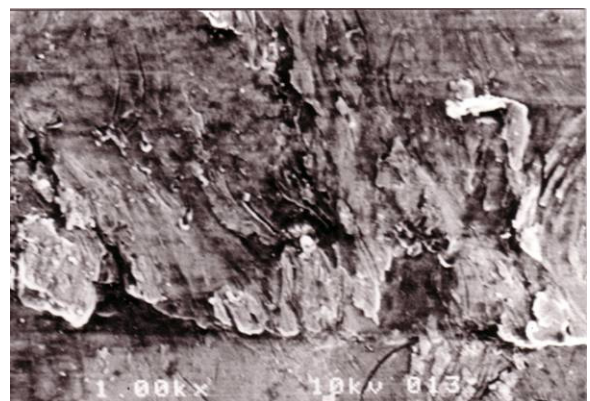
Ultraschall auf Tantal, 200 g,
300000 Hz, ow



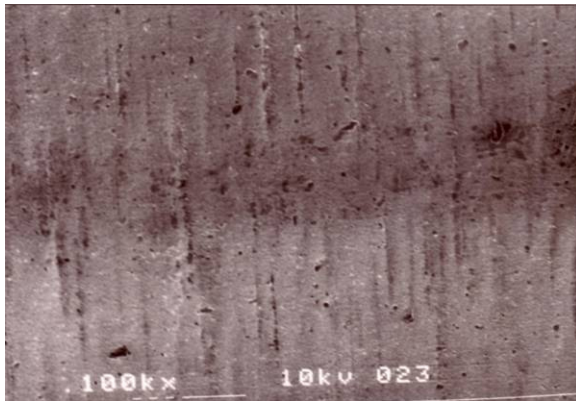
Ultraschall auf Tantal, 400 g,
160000 Hz, ow



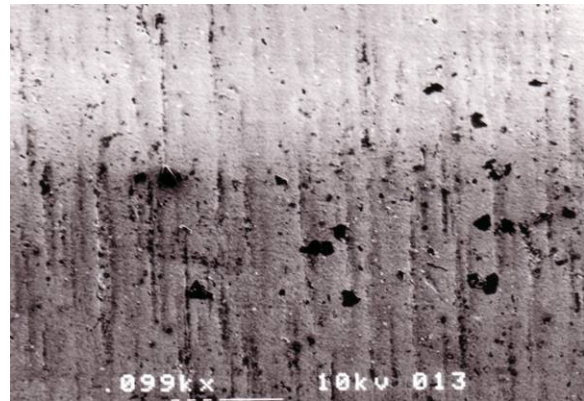
Ultraschall auf Tantal, 400 g,
300000 Hz, ow



Ultraschall auf Tantal, 400 g,
300000 Hz, ow

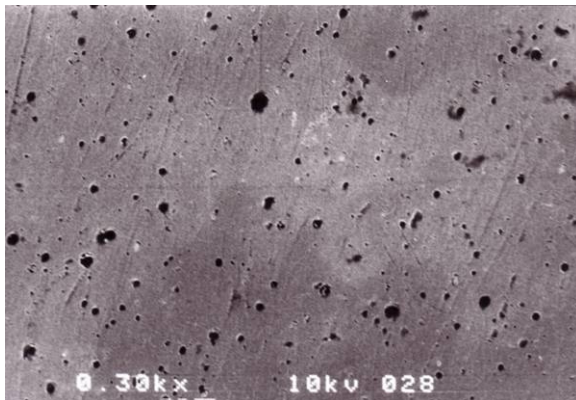


Ultraschall auf Tantal, 800 g,
160000 Hz, mw



Ultraschall auf Tantal, 800 g,
300000 Hz, ow

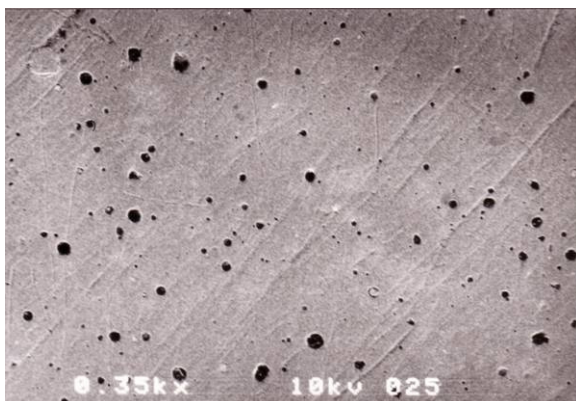
Ultraschall auf Niob



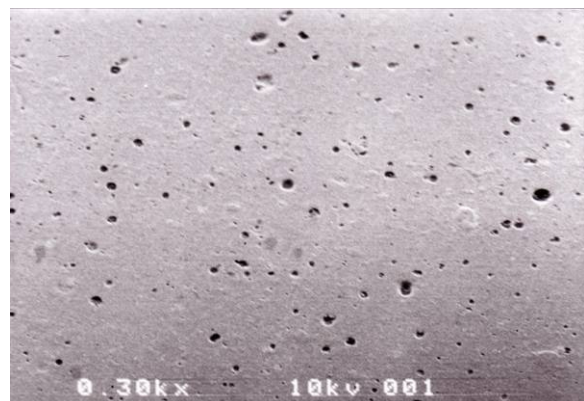
Ultraschall auf Niob, 100 g,
160000 Hz, ow



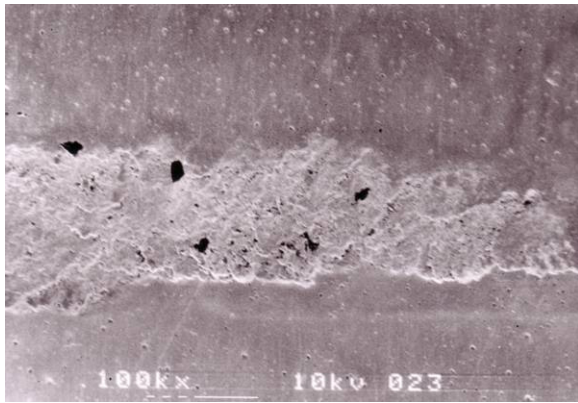
Ultraschall auf Niob, 100 g,
300000 Hz, ow



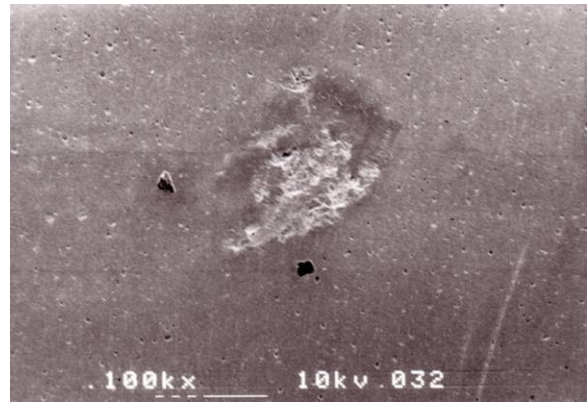
Ultraschall auf Niob, 100 g,
300000 Hz, ow



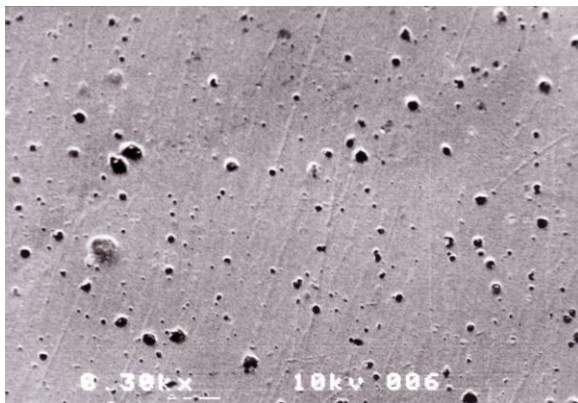
Ultraschall auf Niob, 200 g,
160000 Hz, ow



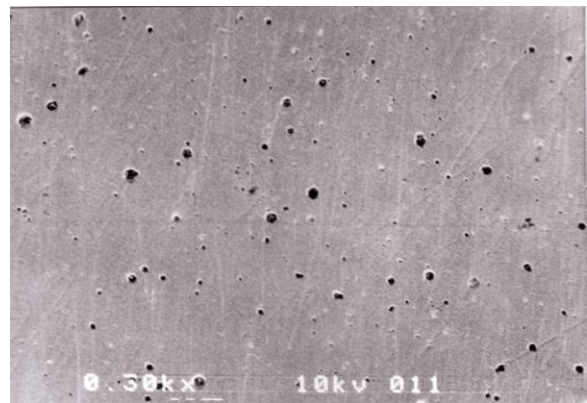
Ultraschall auf Niob, 200 g,
300000 Hz, ow



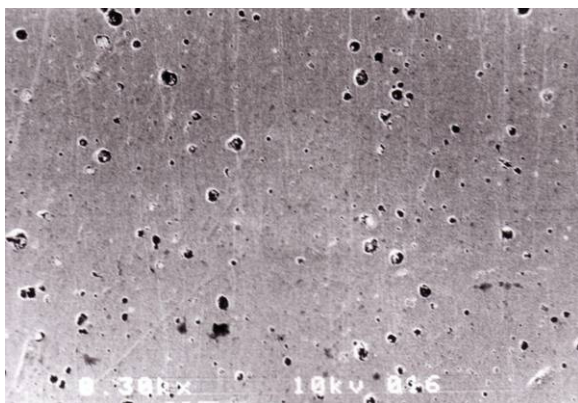
Ultraschall auf Niob, 200 g,
300000 Hz, ow, Wendepunkt



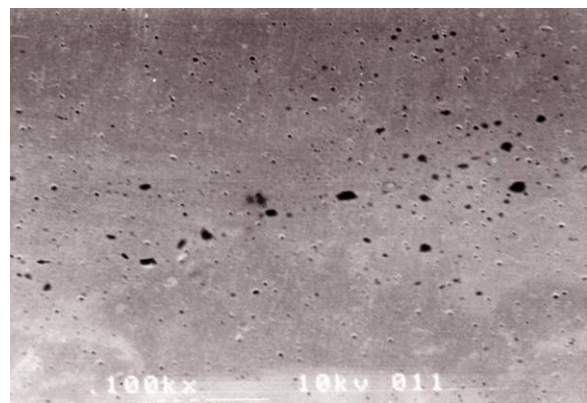
Ultraschall auf Niob, 200 g,
300000 Hz, mw



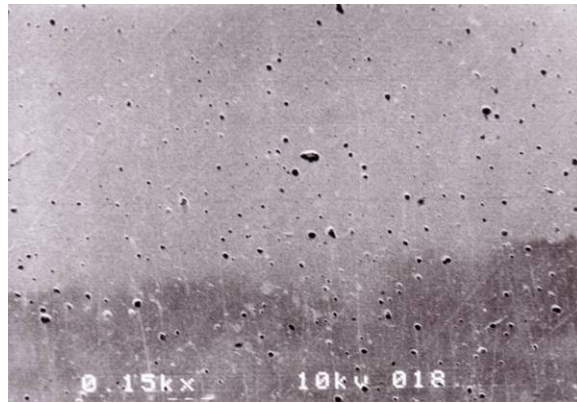
Ultraschall auf Niob, 400 g,
160000 Hz, ow



Ultraschall auf Niob, 400 g,
300000 Hz, ow

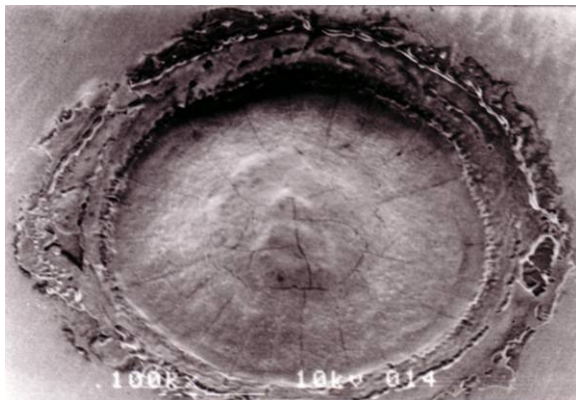


Ultraschall auf Niob, 800 g,
160000 Hz, mw

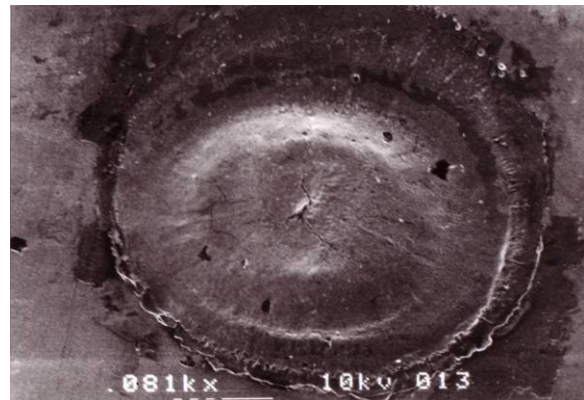


Ultraschall auf Niob, 800 g,
300000 Hz, ow

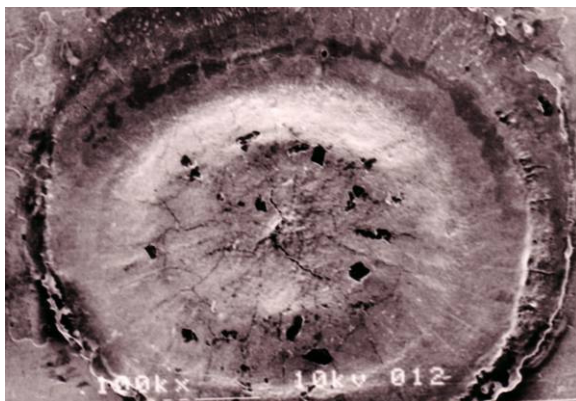
Laser auf Titan



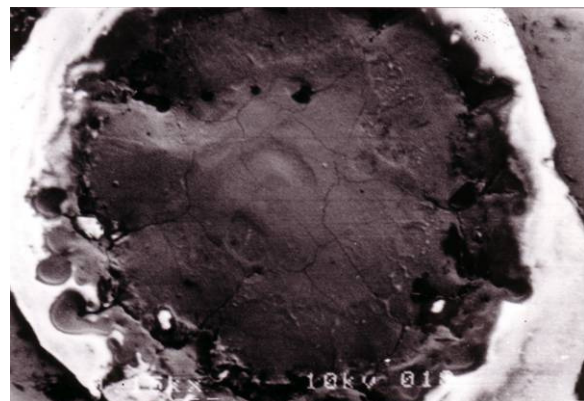
Laser auf Titan 200 mj 15 pps



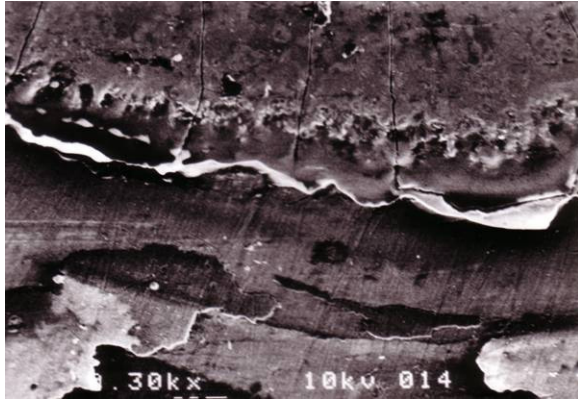
Laser auf Titan 320 mj 15 pps



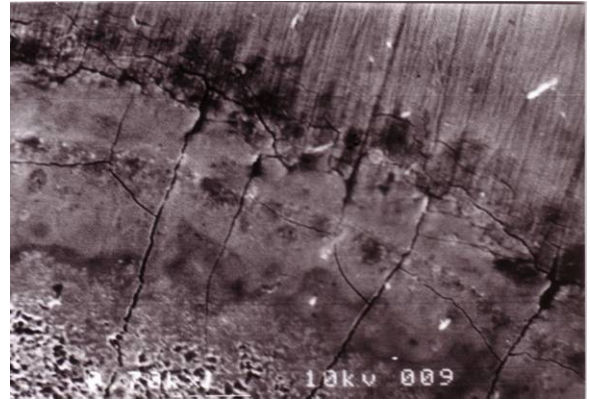
Laser auf Titan 320 mj 15 pps



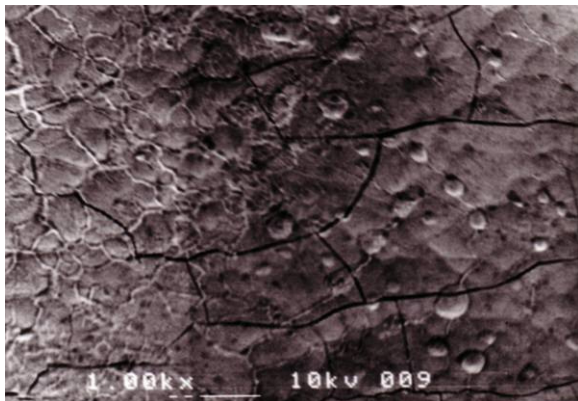
Laser auf Titan 60 mj 100 pps



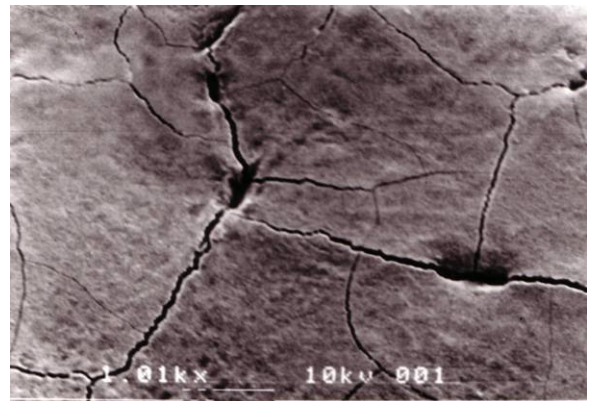
Laser auf Titan 320 mj 15 pps



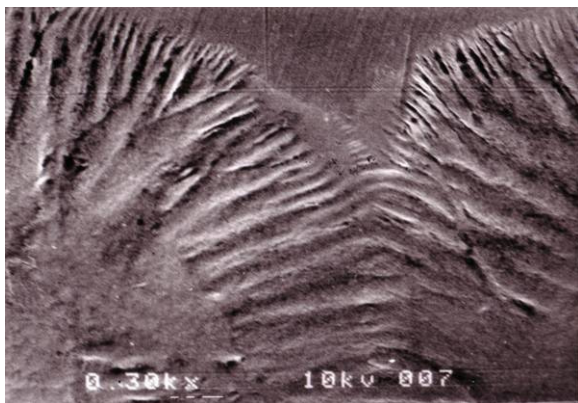
Laser auf Titan 100 mj 15 pps



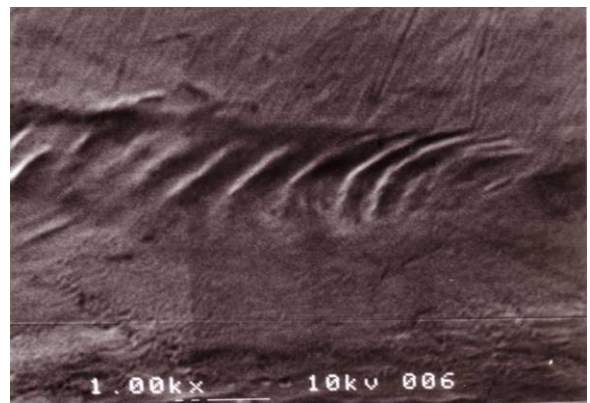
Laser auf Titan 200 mj 15 pps



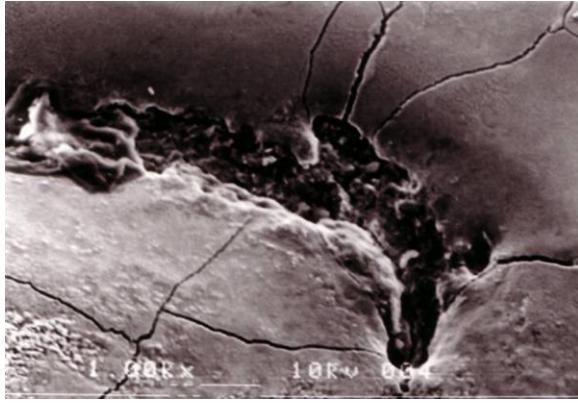
Laser auf Titan 100 mj 100 pps



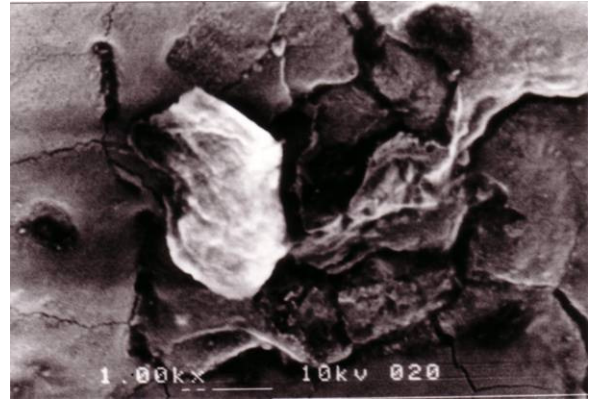
Laser auf Titan 100 mj 15 pps



Laser auf Titan 320 mj 15 pps

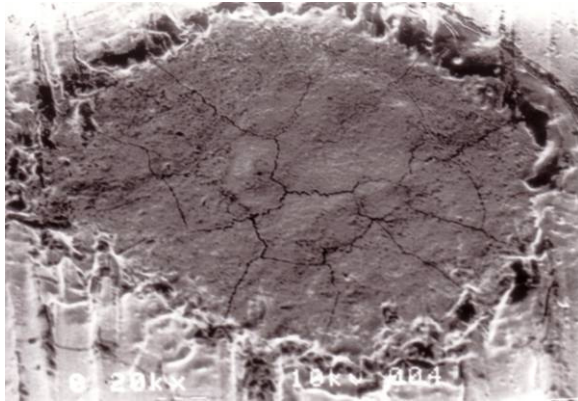


Laser auf Titan 100 mj 100 pps

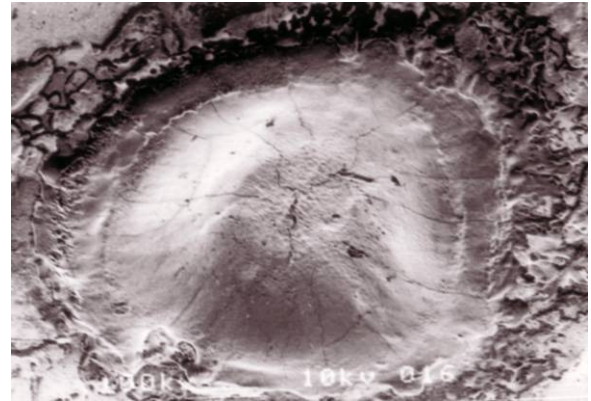


Laser auf Titan 30 mj 100 pps

Laser auf Tantal



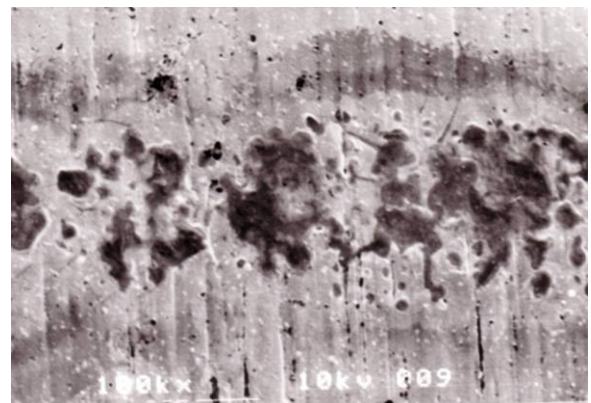
Laser auf Tantal 100 mj 15 pps



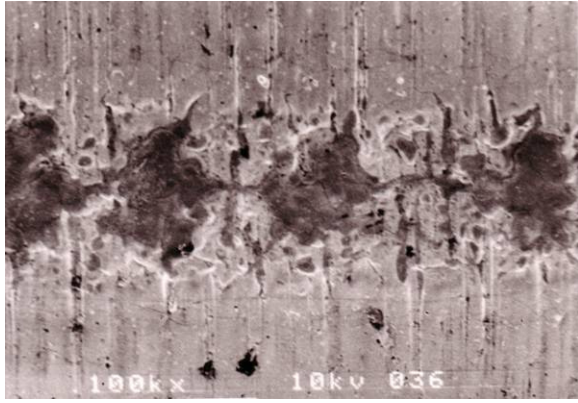
Laser auf Tantal 320 mj 15 pps



Laser auf Tantal 30 mj 100 pps



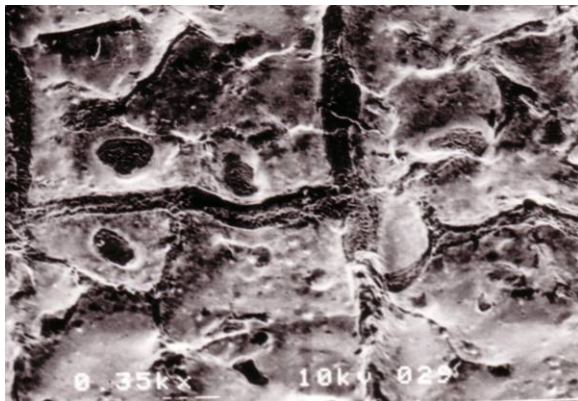
Laser auf Tantal 100 mj 15 pps



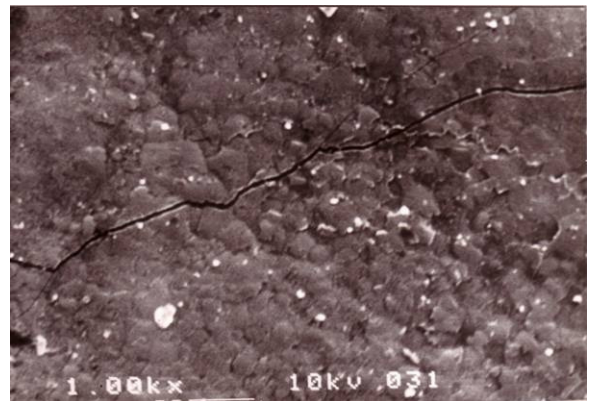
Laser auf Tantal 100 mj 100 pps



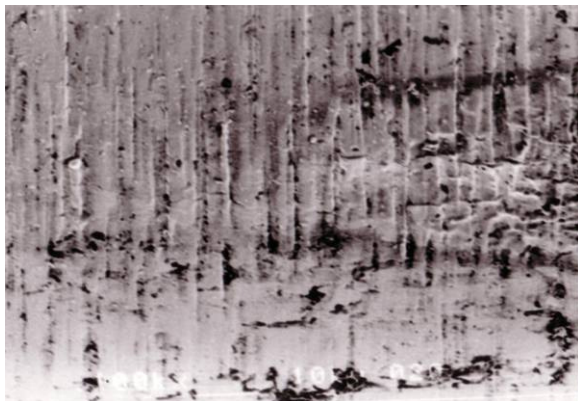
Laser auf Tantal 100 mj 100 pps



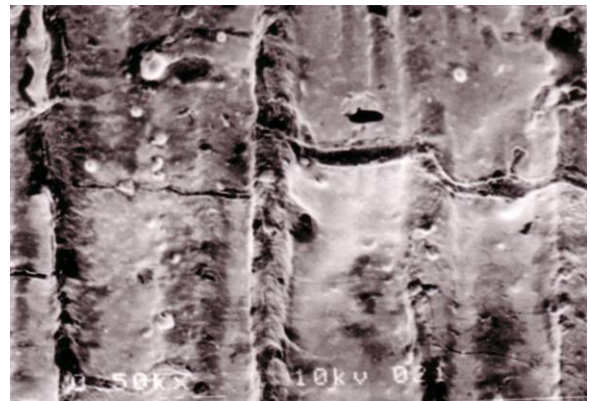
Laser auf Tantal 100 mj 100 pps



Laser auf Tantal 200 mj 15 pps

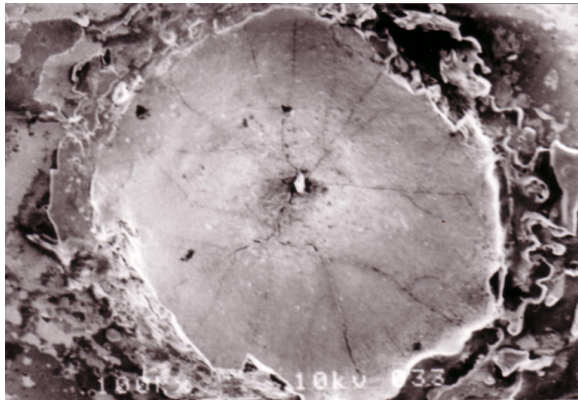


Laser auf Tantal 60 mj 100 pps

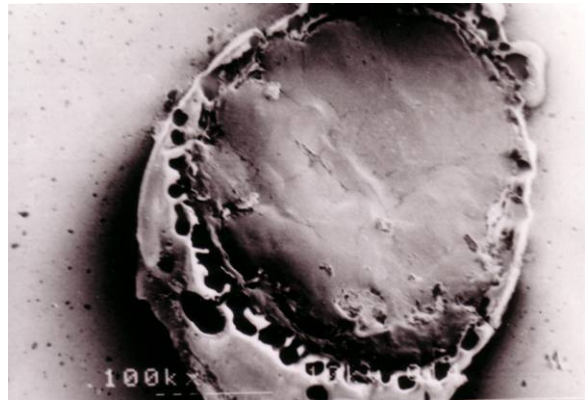


Laser auf Tantal 60 mj 100 pps

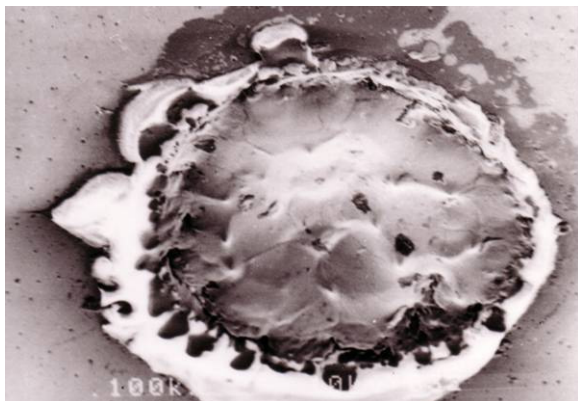
Laser auf Niob



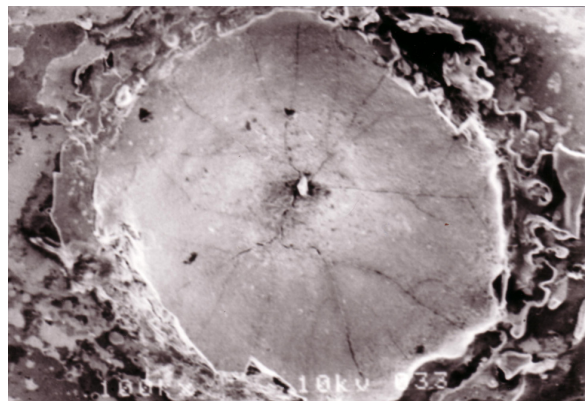
Laser auf Niob 200 mj 15 pps



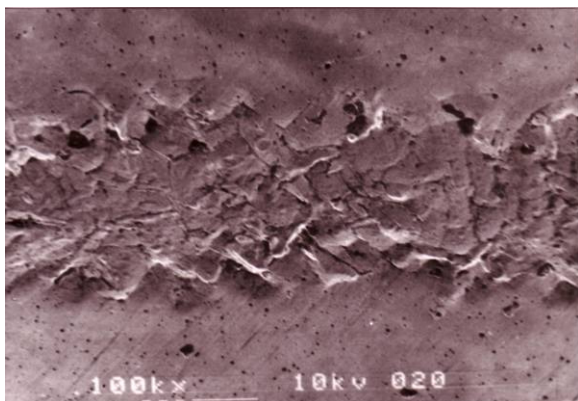
Laser auf Niob 60 mj 100 pps



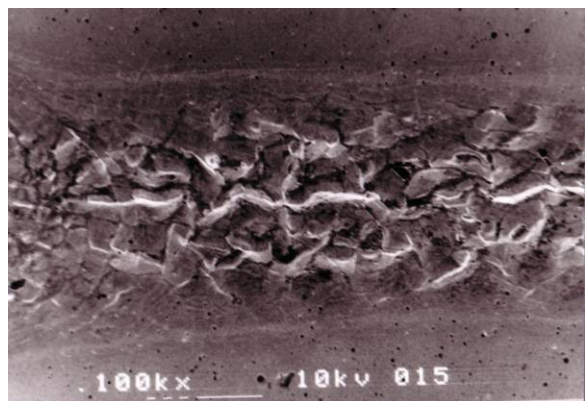
Laser auf Niob 100 mj 100 pps



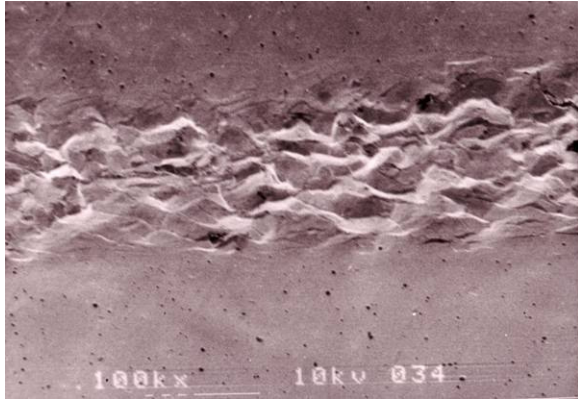
Laser auf Niob 200 mj 15 pps



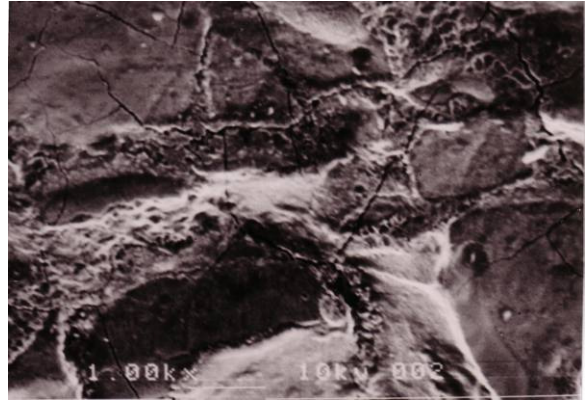
Laser auf Niob 100 mj 15 pps



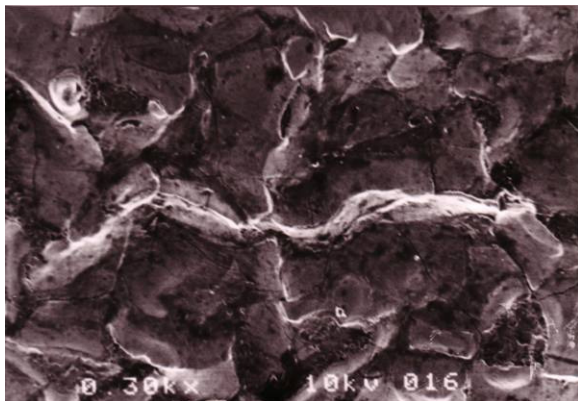
Laser auf Niob 60 mj 100 pps



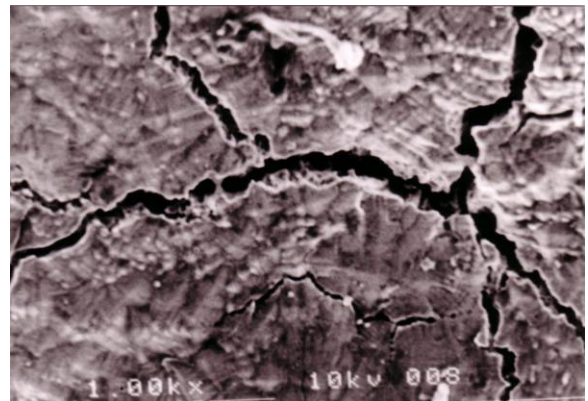
Laser auf Niob 100 mj 100 pps



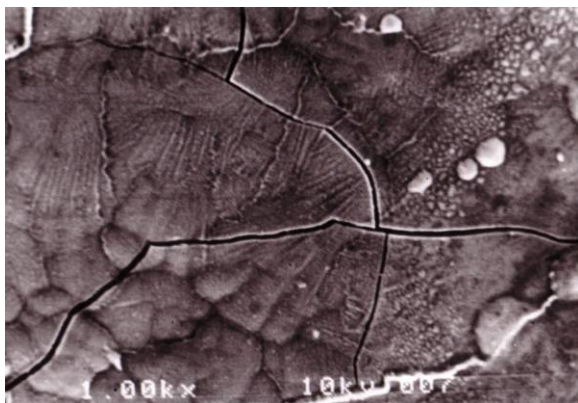
Laser auf Niob 100 mj 100 pps



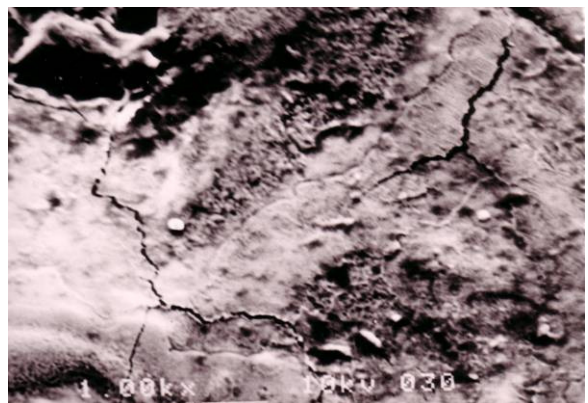
Laser auf Niob 60 mj 100 pps



Laser auf Niob 320 mj 15 pps



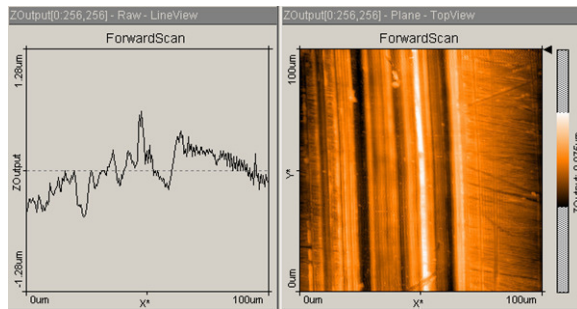
Laser auf Niob 320 mj 15 pps



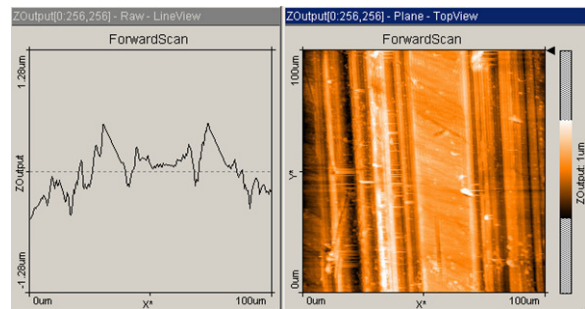
Laser auf Niob 100 mj 15 pps

AFM-Bilder

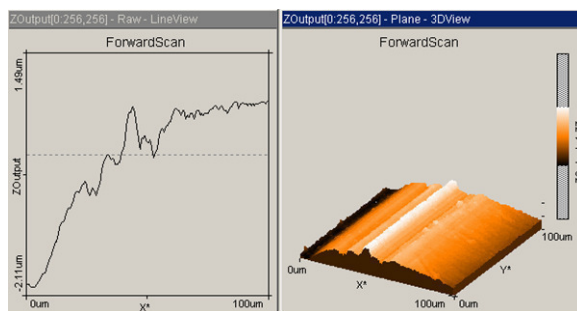
Stahlküretten auf Titan



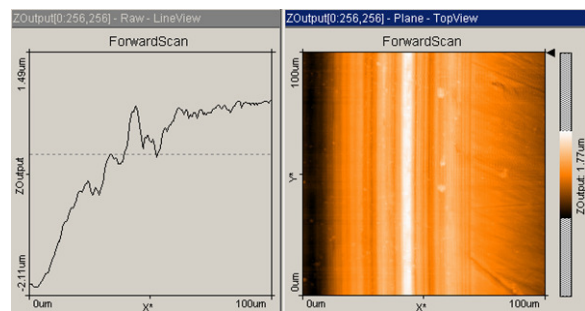
Küretten auf Titan, 40 g



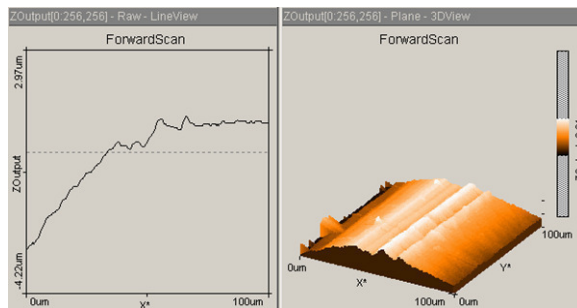
Küretten auf Titan, 50 g



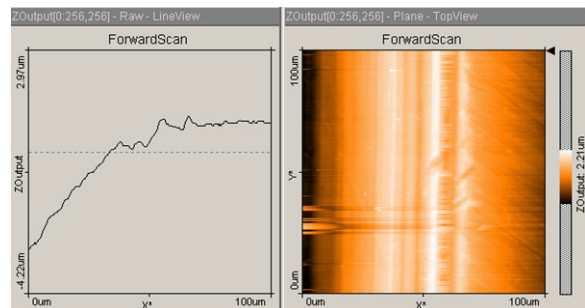
Küretten auf Titan, 600 g



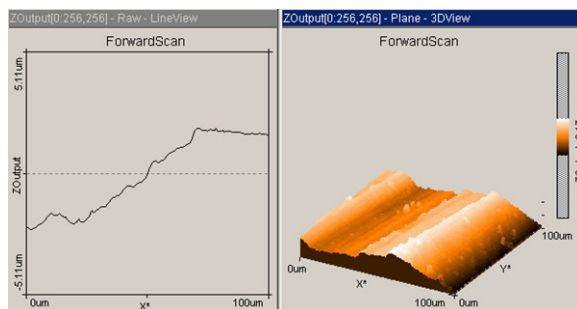
Küretten auf Titan, 600 g



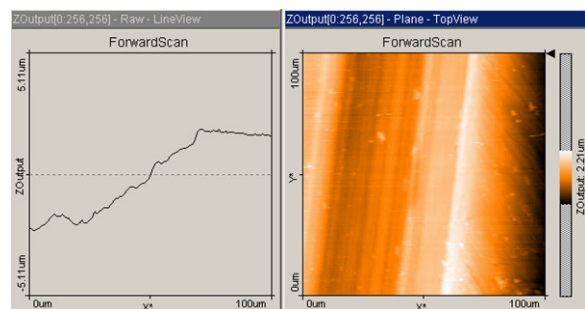
Küretten auf Titan, 800 g



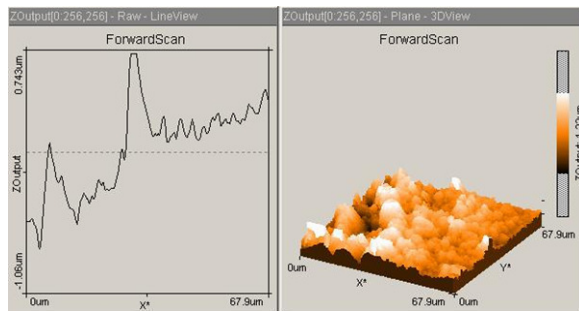
Küretten auf Titan, 800 g



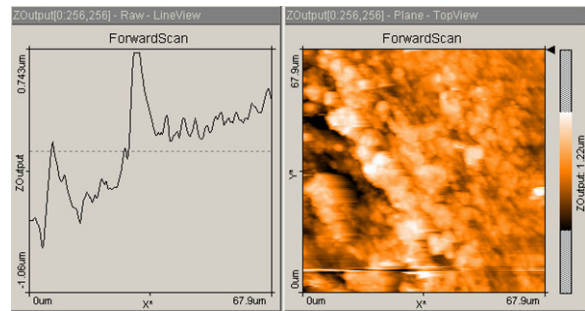
Küretten auf Titan, 1500 g



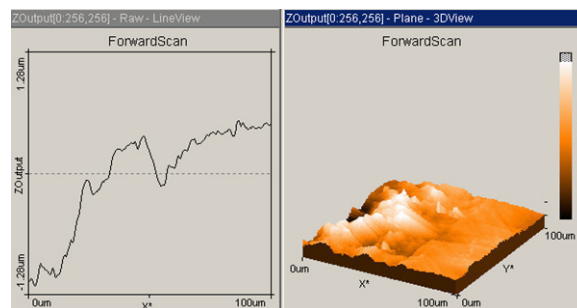
Küretten auf Titan, 1500 g



Ultraschall auf Titan, 100 g,
160000 Hz, mw

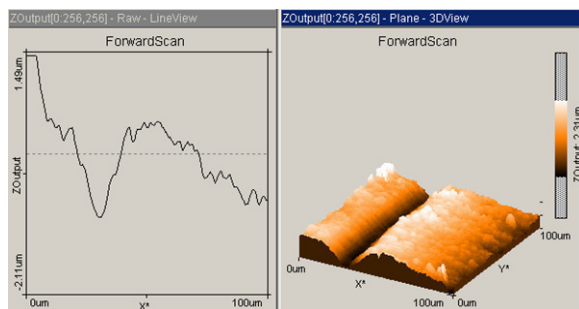


Ultraschall auf Titan, 100 g,
160000 Hz, ow

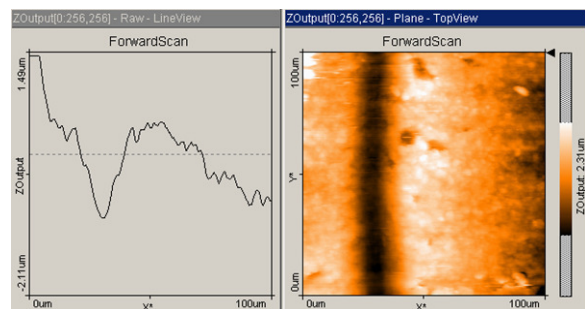


Ultraschall auf Titan, 200 g,
300000 Hz, ow

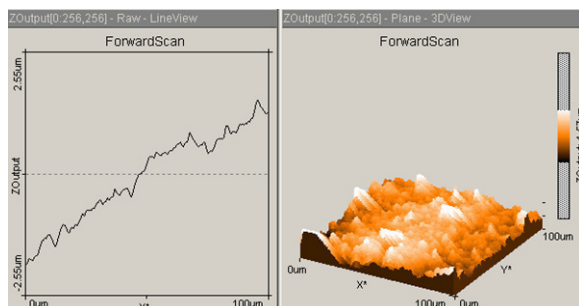
Stahlküretten auf Tantal



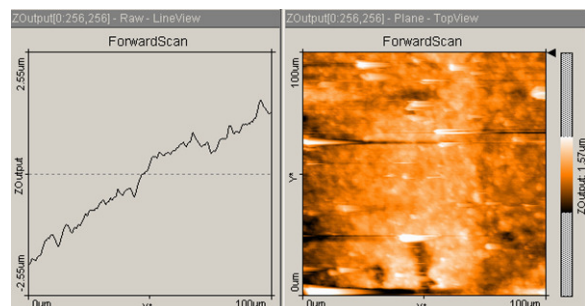
Küretten auf Tantal, 400 g



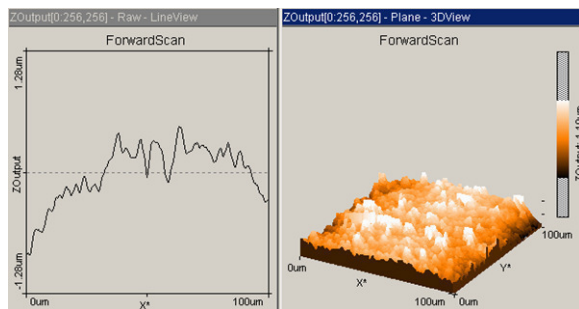
Küretten auf Tantal, 400 g



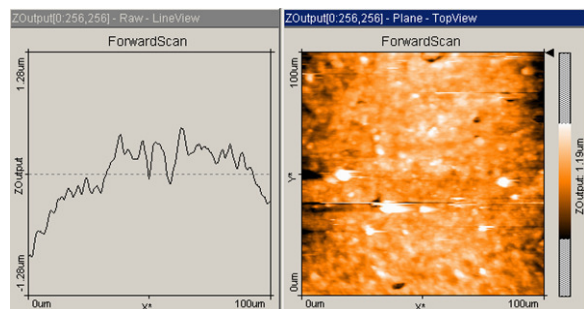
Ultraschall auf Tantal, 100 g,
160000 Hz, ow



Ultraschall auf Tantal, 100 g,
160000 Hz, ow

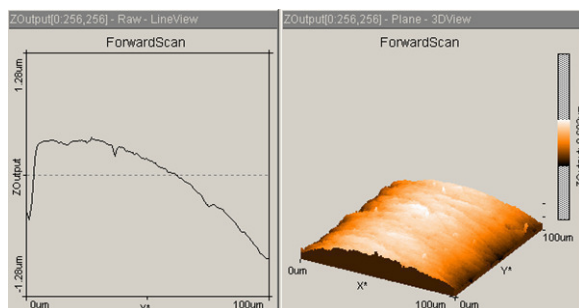


Ultraschall auf Tantal, 100 g,
300000 Hz, ow

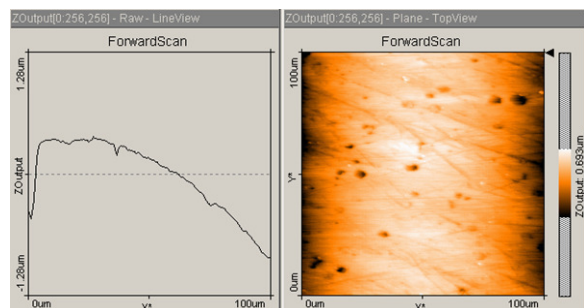


Ultraschall auf Tantal, 200 g,
160000 Hz, ow

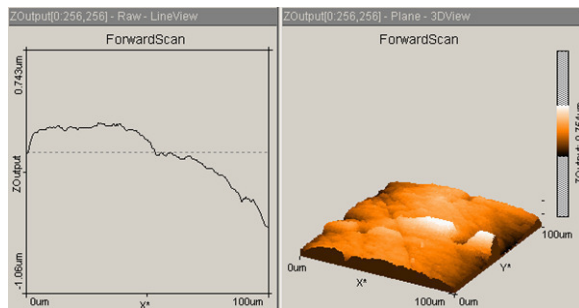
Stahlküretten auf Niob



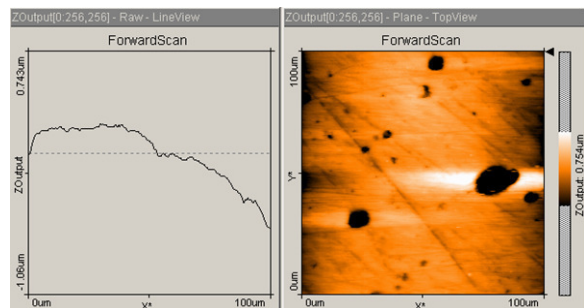
Küretten auf Niob, 600 g



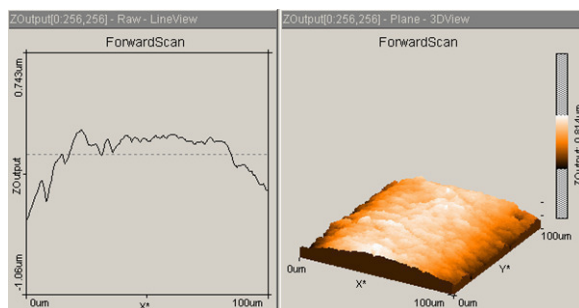
Küretten auf Niob, 600 g



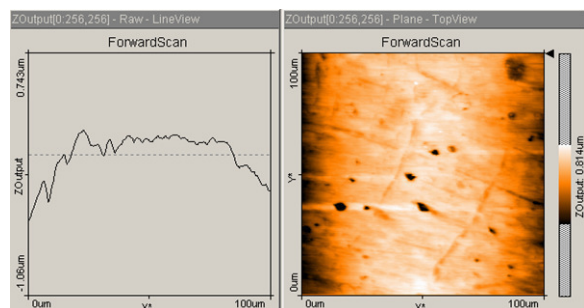
Küretten auf Niob, 1500 g



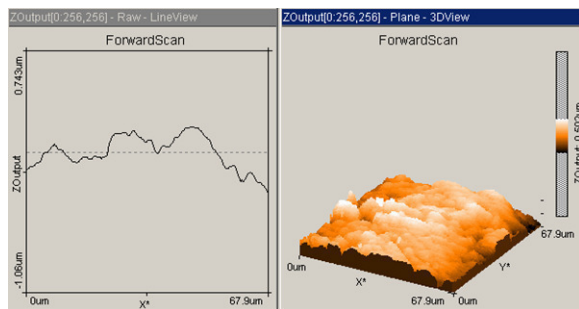
Küretten auf Niob, 1500 g



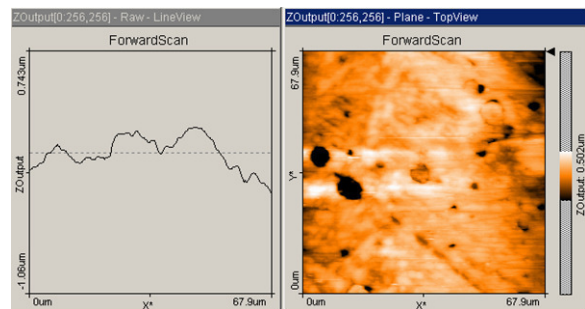
Küretten auf Niob, 2500 g



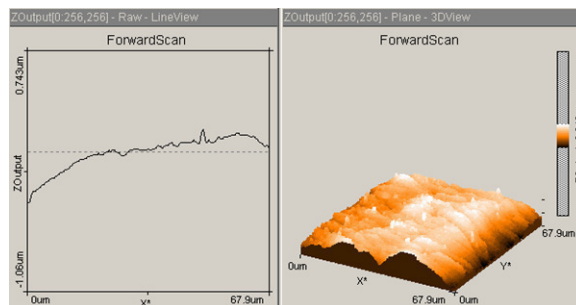
Küretten auf Niob, 2500 g



Ultraschall auf Niob, 800 g,
300000 Hz, ow



Ultraschall auf Niob, 800 g,
160000 Hz, ow



Ultraschall auf Niob, 200 g,
300000 Hz, ow

Daten der Rauheitsmessung mit dem Hommeltester T1000

Hülsen- nummer	Versuchsnr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
27	1	Stahlkürette	50	5	/	Nb						
27	2	Stahlkürette	2500	5	/	Nb	1,59	1,13	0,51	1,91	0,68	0,41
27	3	Stahlkürette	2500	5	/	Nb	1,38	0,82	0,53	1,38	0,68	0,20
27	4	Stahlkürette	2500	5	/	Nb	1,98	1,03	0,54	2,25	0,68	0,30
27	5	Stahlkürette	2500	5	/	Nb	1,28	0,87	0,53	1,28	0,56	0,28
27	6	Stahlkürette	2500	5	/	Nb						
28	1	Stahlkürette	50	5	/	Nb	0,69	0,63	0,51	1,17	0,60	0,27
28	2	Stahlkürette	50	5	/	Nb	1,25	0,77	0,52	1,25	0,68	0,23
28	3	Stahlkürette	50	5	/	Nb	2,20	1,17	0,54	2,36	0,56	0,26
28	4	Stahlkürette	50	5	/	Nb	1,33	0,88	0,54	1,33	0,60	0,22
28	5	Stahlkürette	50	5	/	Nb	1,54	1,01	0,51	1,84	0,84	0,17
28	6	Stahlkürette	50	5	/	Nb	1,77	0,95	0,52	1,99	0,68	0,21
29	1	Stahlkürette	40	5	/	Nb	3,07	1,40	0,53	3,45	0,68	0,30
29	2	Stahlkürette	40	5	/	Nb	1,35	1,08	0,54	2,01	0,72	0,37
29	3	Stahlkürette	40	5	/	Nb	1,25	0,79	0,53	1,25	0,64	0,39
29	4	Stahlkürette	40	5	/	Nb	1,76	0,94	0,53	1,76	0,68	0,29
29	5	Stahlkürette	40	5	/	Nb	1,40	1,04	0,53	1,40	0,84	0,13
30	1	Stahlkürette	200	5	/	Nb	1,34	0,80	0,52	1,43	0,52	0,21
30	2	Stahlkürette	200	5	/	Nb	1,69	0,91	0,53	1,77	0,56	0,22
30	3	Stahlkürette	200	5	/	Nb	2,59	1,66	0,55	2,93	0,64	0,21
30	4	Stahlkürette	200	5	/	Nb	2,12	1,25	0,54	2,38	0,60	0,19
30	5	Stahlkürette	200	5	/	Nb	1,34	0,86	0,53	1,46	0,56	0,16
31	1	Stahlkürette	400	5	/	Nb	1,19	0,97	0,53	1,45	0,60	0,30
31	2	Stahlkürette	400	5	/	Nb	1,47	0,81	0,52	1,63	0,60	0,21
31	3	Stahlkürette	400	5	/	Nb	1,89	0,99	0,56	1,89	0,64	0,14
31	4	Stahlkürette	400	5	/	Nb	2,00	1,69	0,54	2,17	0,48	0,21
31	5	Stahlkürette	400	5	/	Nb	1,59	1,23	0,51	1,66	0,60	0,17
32	1	Stahlkürette	600	5	/	Nb	1,10	0,81	0,53	1,17	0,60	0,23
32	2	Stahlkürette	600	5	/	Nb	1,87	1,16	0,53	1,98	0,68	0,26
32	3	Stahlkürette	600	5	/	Nb	1,01	0,76	0,54	1,08	0,56	0,21
32	4	Stahlkürette	600	5	/	Nb	1,74	0,95	0,53	1,81	0,64	0,11
32	5	Stahlkürette	600	5	/	Nb	1,88	1,01	0,54	1,93	0,48	0,30
33	1	Stahlkürette	800	5	/	Nb	1,18	0,83	0,53	1,18	0,60	0,30
33	2	Stahlkürette	800	5	/	Nb	1,22	0,86	0,53	1,52	0,52	0,29
33	3	Stahlkürette	800	5	/	Nb	1,93	0,97	0,53	1,93	0,52	0,29
33	4	Stahlkürette	800	5	/	Nb	1,77	0,95	0,53	2,04	0,48	0,32
33	5	Stahlkürette	800	5	/	Nb	1,11	0,72	0,50	1,11	0,72	0,24
34	1	Stahlkürette	1000	5	/	Nb	2,14	1,62	0,54	2,27	0,76	0,44
34	2	Stahlkürette	1000	5	/	Nb	2,23	1,82	0,54	2,59	0,76	0,21
34	3	Stahlkürette	1000	5	/	Nb	1,82	1,11	0,53	1,97	0,68	0,23
34	4	Stahlkürette	1000	5	/	Nb	1,36	1,02	0,53	1,56	0,56	0,27
34	5	Stahlkürette	1000	5	/	Nb	1,08	0,84	0,53	1,24	0,64	0,19
35	1	Stahlkürette	1500	5	/	Nb	1,29	0,83	0,52	1,60	0,92	0,28
35	2	Stahlkürette	1500	5	/	Nb	1,90	1,11	0,53	1,99	0,64	0,29
35	3	Stahlkürette	1500	5	/	Nb	1,70	1,08	0,53	1,72	0,48	0,63
35	4	Stahlkürette	1500	5	/	Nb	0,99	0,71	0,51	1,24	0,76	0,32
35	5	Stahlkürette	1500	5	/	Nb	1,25	0,91	0,51	1,64	0,72	0,36
36	1	Ultraschall	100	5	160000	Nb	1,30	0,82	0,50	1,56	0,48	0,45
36	2	Ultraschall	100	5	160000	Nb	0,79	0,60	0,49	1,07	0,40	0,34
36	3	Ultraschall	100	5	160000	Nb	0,80	0,57	0,51	0,92	0,52	0,16
36	4	Ultraschall	100	5	160000	Nb	1,34	0,96	0,51	1,38	0,52	0,34
36	5	Ultraschall	100	5	160000	Nb	1,25	0,75	0,50	1,26	0,44	0,23
36	6	Ultraschall	100	5	160000	Nb	0,71	0,59	0,50	1,00	0,48	0,22
37	1	Ultraschall	100	5	300000	Nb	0,84	0,65	0,50	0,93	0,48	0,08
37	2	Ultraschall	100	5	300000	Nb	0,72	0,54	0,49	1,16	0,40	0,25
37	3	Ultraschall	100	5	300000	Nb	0,85	0,59	0,50	1,02	0,44	0,12
37	4	Ultraschall	100	5	300000	Nb	1,06	0,72	0,49	1,39	0,44	0,30
37	5	Ultraschall	100	5	300000	Nb	1,32	0,69	0,51	1,57	0,48	0,13
37	6	Ultraschall	100	5	300000	Nb	0,95	0,77	0,48	1,57	0,36	0,42
38	1	Ultraschall	200	5	160000	Nb	0,85	0,63	0,50	0,85	0,40	0,10
38	2	Ultraschall	200	5	160000	Nb	1,41	0,78	0,49	1,41	0,40	0,23

Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
38	3	Ultraschall	200	5	160000	Nb	1,83	0,92	0,51	1,83	0,48	0,16
38	4	Ultraschall	200	5	160000	Nb	0,92	0,78	0,49	1,26	0,52	0,37
38	5	Ultraschall	200	5	160000	Nb	0,84	0,62	0,50	1,17	0,48	0,23
38	6	Ultraschall	200	5	160000	Nb	0,64	0,52	0,50	0,85	0,40	0,14
39	1	Ultraschall	200	5	300000	Nb						
39	2	Ultraschall	200	5	300000	Nb						
39	3	Ultraschall	200	5	300000	Nb						
39	4	Ultraschall	200	5	300000	Nb	0,73	0,53	0,50	0,85	0,48	0,10
39	5	Ultraschall	200	5	300000	Nb	0,90	0,75	0,50	1,12	0,44	0,20
39	6	Ultraschall	200	5	300000	Nb	1,04	0,81	0,50	1,45	0,44	0,39
40	1	Ultraschall	400	5	160000	Nb	0,75	0,60	0,51	1,04	0,44	0,28
40	2	Ultraschall	400	5	160000	Nb	0,89	0,67	0,50	0,89	0,44	0,11
40	3	Ultraschall	400	5	160000	Nb	2,00	0,93	0,51	2,00	0,44	0,10
40	4	Ultraschall	400	5	160000	Nb	1,37	0,89	0,50	1,63	0,48	0,27
40	5	Ultraschall	400	5	160000	Nb	1,95	1,02	0,50	1,96	0,48	0,44
40	6	Ultraschall	400	5	160000	Nb	1,57	0,84	0,50	1,86	0,52	0,94
41	1	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,53	0,80	0,50	1,81	0,44	0,23
41	2	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,10	0,70	0,51	1,39	0,56	0,14
41	3	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,66	1,02	0,51	1,88	0,48	0,14
41	4	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,59	0,85	0,52	1,61	0,44	0,24
41	5	Ultraschall	400	5	300000	Nb	0,95	0,55	0,51	1,13	0,40	0,16
41	6	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,60	0,83	0,50	1,60	0,44	0,34
41	7	Ultraschall	400	5	300000	Nb	1,17	0,82	0,51	1,24	0,48	0,16
42	1	Ultraschall	800	5	300000	Nb	0,53	0,46	0,51	0,69	0,36	0,14
42	2	Ultraschall	800	5	300000	Nb	0,96	0,76	0,51	1,15	0,36	0,19
42	3	Ultraschall	800	5	300000	Nb	0,70	0,54	0,51	0,79	0,32	0,16
42	4	Ultraschall	800	5	300000	Nb	0,96	0,81	0,51	1,16	0,48	0,13
42	5	Ultraschall	800	5	300000	Nb	0,68	0,53	0,50	0,90	0,36	0,15
42	6	Ultraschall	800	5	300000	Nb	1,10	0,63	0,51	1,19	0,44	0,11
43	1	Ultraschall	800	5	160000	Nb	0,64	0,49	0,50	0,82	0,44	0,09
43	2	Ultraschall	800	5	160000	Nb	0,61	0,57	0,51	0,75	0,40	0,14
43	3	Ultraschall	800	5	160000	Nb	0,92	0,69	0,50	1,00	0,44	0,11
43	4	Ultraschall	800	5	160000	Nb	0,94	0,66	0,49	1,08	0,48	0,15
43	5	Ultraschall	800	5	160000	Nb	1,31	0,94	0,50	1,57	0,44	0,20
43	6	Ultraschall	800	5	160000	Nb	0,66	0,52	0,50	0,91	0,48	0,13
44	1	Stahlkürette	2000	5	/	Nb	1,09	0,80	0,50	1,32	0,76	0,33
44	2	Stahlkürette	2000	5	/	Nb	5,11	1,77	0,61	5,11	1,00	1,49
44	3	Stahlkürette	2000	5	/	Nb	2,60	1,23	0,52	2,86	0,80	0,46
44	4	Stahlkürette	2000	5	/	Nb	1,29	0,99	0,51	1,39	0,72	0,39
44	5	Stahlkürette	2000	5	/	Nb	1,04	0,80	0,51	1,44	0,76	0,49
Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Energie in mj	Impulse in pps	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
45	1	Laser	100	15	5	Nb	9,32	4,11	0,93	9,32	2,04	1,06
45	2	Laser	100	15	5	Nb	6,97	3,85	0,90	7,18	1,44	2,15
45	3	Laser	100	15	5	Nb	7,53	2,95	0,69	7,53	1,24	1,67
45	4	Laser	200	15	5	Nb	7,43	4,65	0,99	8,50	2,28	1,94
45	5	Laser	200	15	5	Nb	6,85	3,66	0,81	7,42	1,36	1,08
45	6	Laser	200	15	5	Nb	4,45	2,29	0,60	5,20	1,12	0,84
46	1	Laser	320	15	5	Nb	12,98	7,04	1,25	12,98	2,80	3,97
46	2	Laser	320	15	5	Nb	8,37	4,53	0,87	8,37	1,96	2,37
46	3	Laser	320	15	5	Nb	4,87	2,47	0,63	4,87	1,64	0,79
46	4	Laser	30	100	5	Nb	1,85	0,95	0,49	2,08	0,44	0,20
46	5	Laser	30	100	5	Nb	0,69	0,52	0,49	1,06	0,44	0,22
46	6	Laser	30	100	5	Nb	0,78	0,60	0,49	1,08	0,52	0,29
47	1	Laser	60	100	5	Nb	0,98	0,63	0,50	1,25	0,48	0,23
47	2	Laser	60	100	5	Nb	1,07	0,64	0,50	1,08	0,44	0,14
47	3	Laser	60	100	5	Nb	0,67	0,55	0,50	1,01	0,44	0,37
47	4	Laser	100	100	5	Nb	8,07	3,15	0,79	8,07	1,00	2,04
47	5	Laser	100	100	5	Nb	9,68	4,98	0,88	9,68	1,56	2,56
47	6	Laser	100	100	5	Nb	9,09	2,83	0,63	9,09	0,88	2,46
Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
48	1	DeppelerK.	800	5	/	Nb	0,88	0,56	0,49	0,91	0,32	0,18
48	2	DeppelerK.	800	5	/	Nb	0,88	0,55	0,49	1,09	0,36	0,17
48	3	DeppelerK.	800	5	/	Nb	0,70	0,58	0,49	0,89	0,36	0,17
48	4	DeppelerK.	1500	5	/	Nb	1,16	0,72	0,49	1,56	0,32	0,17

Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
48	5	DeppelerK.	1500	5	/	Nb	1,33	0,73	0,49	1,33	0,36	0,17
48	6	DeppelerK.	1500	5	/	Nb	1,02	0,67	0,49	1,10	0,32	0,22
49	1	DeppelerK.	40	5	/	Nb	0,71	0,54	0,47	0,79	0,32	0,14
49	2	DeppelerK.	40	5	/	Nb	1,68	0,90	0,49	1,68	0,36	0,13
49	3	DeppelerK.	40	5	/	Nb	0,87	0,62	0,48	1,00	0,40	0,11
49	4	DeppelerK.	400	5	/	Nb	0,89	0,66	0,49	0,99	0,40	0,11
49	5	DeppelerK.	400	5	/	Nb	0,67	0,51	0,49	0,71	0,32	0,10
49	6	DeppelerK.	400	5	/	Nb	0,78	0,54	0,49	0,79	0,36	0,08
51	1	Stahlkürette	50	5	/		0,96	0,78	0,50	1,21	0,56	0,18
51	2	Stahlkürette	1500	5	/	Ti	3,66	2,42	0,65	3,91	1,36	1,13
51	3	Stahlkürette	1500	5	/	Ti	3,80	2,04	0,63	4,11	1,88	1,78
51	4	Stahlkürette	1500	5	/	Ti	4,58	3,27	0,75	4,91	2,08	2,65
51	5	Stahlkürette	1500	5	/	Ti	3,04	1,78	0,58	3,04	1,20	0,77
51	6	Stahlkürette	1500	5	/	Ti	2,46	1,33	0,59	3,34	0,76	0,82
52	1	Stahlkürette	50	5	/							
52	2	Stahlkürette	2500	5	/	Ti	3,54	1,81	0,55	3,76	0,96	1,40
52	3	Stahlkürette	2500	5	/	Ti	4,45	1,83	0,56	4,68	1,28	2,16
52	4	Stahlkürette	2500	5	/	Ti	6,22	3,71	0,81	6,71	2,60	2,10
52	5	Stahlkürette	2500	5	/	Ti	5,94	2,97	0,82	6,34	1,96	1,13
52	6	Stahlkürette	2500	5	/	Ti	5,76	2,90	0,73	5,86	1,84	1,96
53	1	Stahlkürette	50	5	/	Ti	1,63	1,07	0,52	1,97	0,84	0,80
53	2	Stahlkürette	50	5	/	Ti	2,66	1,13	.53	2,66	.84	1,19
53	3	Stahlkürette	50	5	/	Ti	2,36	1,09	0,51	2,39	1,04	1,19
53	4	Stahlkürette	50	5	/	Ti	2,05	1,00	0,51	2,10	1,04	1,04
53	5	Stahlkürette	50	5	/	Ti	2,73	1,26	0,51	2,73	0,92	1,02
54	1	Stahlkürette	40	5	/	Ti	1,04	0,77	0,52	1,26	0,52	0,33
54	2	Stahlkürette	40	5	/	Ti	1,12	0,76	0,52	1,21	0,72	0,34
54	3	Stahlkürette	40	5	/	Ti	0,84	0,71	0,52	1,13	0,72	0,19
54	4	Stahlkürette	40	5	/	Ti						
54	5	Stahlkürette	40	5	/	Ti	0,82	0,64	0,52	1,00	0,56	0,19
55	1	Stahlkürette	200	5	/	Ti	1,50	1,00	0,53	1,99	0,68	0,30
55	2	Stahlkürette	200	5	/	Ti	1,30	0,85	0,53	1,30	0,60	0,29
55	3	Stahlkürette	200	5	/	Ti	0,91	0,69	0,52	1,25	0,52	0,26
55	4	Stahlkürette	200	5	/	Ti	1,30	0,76	0,52	0,13	0,60	0,31
55	5	Stahlkürette	200	5	/	Ti	1,38	0,92	0,52	1,44	0,76	0,26
56	1	Stahlkürette	400	5	/	Ti	1,53	1,01	0,52	1,62	0,96	0,28
56	2	Stahlkürette	400	5	/	Ti	2,43	1,12	0,52	2,43	0,64	0,75
56	3	Stahlkürette	400	5	/	Ti	1,55	0,99	0,52	2,50	0,68	0,62
56	4	Stahlkürette	400	5	/	Ti	1,52	0,99	0,51	1,52	0,68	0,31
56	5	Stahlkürette	400	5	/	Ti	1,90	0,98	0,50	2,15	0,68	0,61
57	1	Stahlkürette	600	5	/	Ti	1,92	1,14	0,52	1,95	0,60	0,43
57	2	Stahlkürette	600	5	/	Ti	1,32	0,99	0,51	1,36	0,96	0,20
57	3	Stahlkürette	600	5	/	Ti	1,73	1,13	0,52	1,73	0,76	0,38
57	4	Stahlkürette	600	5	/	Ti	2,09	1,49	0,56	2,49	0,92	0,47
57	5	Stahlkürette	600	5	/	Ti	2,01	1,09	0,51	2,02	0,72	0,39
58	1	Stahlkürette	800	5	/	Ti	1,15	0,89	0,50	1,36	0,72	0,37
58	2	Stahlkürette	800	5	/	Ti	1,89	1,22	0,54	2,20	1,20	0,60
58	3	Stahlkürette	800	5	/	Ti	2,45	1,15	0,52	2,45	0,76	0,37
58	4	Stahlkürette	800	5	/	Ti	1,12	0,90	0,52	1,72	0,76	0,49
58	5	Stahlkürette	800	5	/	Ti	1,52	0,96	0,52	2,21	0,64	0,54
59	1	Stahlkürette	1000	5	/	Ti	2,75	1,50	0,57	2,84	0,92	0,88
59	2	Stahlkürette	1000	5	/	Ti	2,04	1,37	0,54	2,11	0,76	0,41
59	3	Stahlkürette	1000	5	/	Ti	2,01	1,35	0,53	2,26	1,08	0,63
59	4	Stahlkürette	1000	5	/	Ti	1,53	1,09	0,53	1,69	1,00	0,25
59	5	Stahlkürette	1000	5	/	Ti	2,32	1,27	0,53	2,37	0,72	0,54
60	1	Ultraschall	100	5	160000	Ti	2,80	1,15	0,52	2,80	0,56	0,44
60	2	Ultraschall	100	5	160000	Ti	1,54	0,97	0,52	1,73	0,40	0,21
60	3	Ultraschall	100	5	160000	Ti	1,60	0,76	0,49	1,60	0,60	0,46
60	4	Ultraschall	100	5	160000	Ti	0,81	0,65	0,50	1,28	0,44	0,30
60	5	Ultraschall	100	5	160000	Ti	1,34	0,66	0,51	1,34	0,36	0,18
60	6	Ultraschall	100	5	160000	Ti	1,15	0,68	0,51	1,36	0,56	0,26
61	1	Ultraschall	100	5	300000	Ti	5,94	3,26	0,75	5,94	1,72	1,44
61	2	Ultraschall	100	5	300000	Ti	5,46	2,88	0,67	5,55	1,12	1,39
61	3	Ultraschall	100	5	300000	Ti	3,23	1,73	0,54	3,23	1,00	0,85
61	4	Ultraschall	100	5	300000	Ti	2,83	2,02	0,54	2,83	0,76	0,96
61	5	Ultraschall	100	5	300000	Ti						

Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
61	6	Ultraschall	100	5	300000	Ti	2,16	1,28	0,53	2,20	0,68	0,53
62	1	Ultraschall	100	5	300000	Ti						
63	1	Ultraschall	100	5	300000	Ti	5,87	2,27	0,59	5,87	0,64	1,44
63	2	Ultraschall	100	5	300000	Ti	2,66	1,06	0,53	2,66	0,60	0,67
64	1	Ultraschall	200	5	160000	Ti	1,62	0,86	0,51	1,62	0,44	0,19
64	2	Ultraschall	200	5	160000	Ti	2,00	1,12	0,52	2,02	0,56	0,40
64	3	Ultraschall	200	5	160000	Ti	1,48	0,98	0,51	1,48	0,44	0,30
64	4	Ultraschall	200	5	160000	Ti	2,03	0,88	0,51	2,03	0,48	0,32
64	5	Ultraschall	200	5	160000	Ti	1,30	0,78	0,51	1,30	0,44	0,32
64	6	Ultraschall	200	5	160000	Ti	1,69	1,06	0,50	1,93	0,68	0,39
65	1	Ultraschall	200	5	300000	Ti	3,40	1,78	0,58	3,56	0,80	0,78
65	2	Ultraschall	200	5	300000	Ti	4,11	1,57	0,54	4,11	0,64	1,09
65	3	Ultraschall	200	5	300000	Ti	4,16	1,74	0,55	4,16	0,60	0,67
65	4	Ultraschall	200	5	300000	Ti	1,88	1,31	0,54	2,10	0,76	0,34
65	5	Ultraschall	200	5	300000	Ti	4,24	1,50	0,57	4,24	0,76	0,98
65	6	Ultraschall	200	5	300000	Ti	2,32	1,07	0,51	2,32	0,60	0,53
66	1	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,68	0,92	0,52	1,68	0,52	0,29
66	2	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,32	0,94	0,51	1,33	0,48	0,30
66	3	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,67	0,88	0,51	1,67	0,52	0,31
66	4	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,49	0,97	0,51	1,49	0,44	0,28
66	5	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,54	0,92	0,51	1,61	0,56	0,23
66	6	Ultraschall	400	5	160000	Ti	1,76	0,98	0,50	1,76	0,52	0,40
67	1	Ultraschall	400	5	300000	Ti	7,16	2,69	0,77	7,16	0,92	2,29
67	2	Ultraschall	400	5	300000	Ti	8,75	2,88	0,66	8,75	0,88	1,29
67	3	Ultraschall	400	5	300000	Ti	4,22	2,17	0,61	4,54	0,84	1,14
67	4	Ultraschall	400	5	300000	Ti	4,07	1,80	0,56	4,08	0,64	0,91
67	5	Ultraschall	400	5	300000	Ti	2,64	1,43	0,56	2,64	0,64	0,44
67	6	Ultraschall	400	5	300000	Ti	4,89	1,66	0,57	4,89	0,72	1,69
68	1	Ultraschall	800	5	300000	Ti	3,65	1,84	0,57	3,65	0,68	0,98
68	2	Ultraschall	800	5	300000	Ti	2,32	1,04	0,51	2,32	0,44	0,69
68	3	Ultraschall	800	5	300000	Ti	3,99	1,94	0,59	3,99	0,88	1,14
68	4	Ultraschall	800	5	300000	Ti	4,05	1,92	0,58	4,05	0,80	1,20
68	5	Ultraschall	800	5	300000	Ti	2,42	1,15	0,52	2,42	0,36	0,51
68	6	Ultraschall	800	5	300000	Ti	1,88	0,97	0,51	1,88	0,44	0,51
68	7	Ultraschall	800	5	300000	Ti	2,27	1,42	0,53	2,45	0,64	0,67
69	1	Ultraschall	800	5	160000	Ti	1,14	0,74	0,50	1,23	0,44	0,26
69	2	Ultraschall	800	5	160000	Ti	2,79	1,05	0,52	2,79	0,48	0,47
69	3	Ultraschall	800	5	160000	Ti	2,36	0,91	0,51	2,36	0,48	0,22
69	4	Ultraschall	800	5	160000	Ti	3,54	1,55	0,53	3,54	0,68	0,51
69	5	Ultraschall	800	5	160000	Ti	2,09	1,25	0,52	2,68	0,56	0,38
69	6	Ultraschall	800	5	160000	Ti	1,58	0,88	0,50	1,58	0,44	0,30
70	1	Stahlkürette	2000	5	/	Ti	3,57	1,81	0,66	3,57	0,92	1,02
70	2	Stahlkürette	2000	5	/	Ti	3,43	2,04	0,56	3,46	1,48	1,61
70	3	Stahlkürette	2000	5	/	Ti	4,38	2,70	0,72	5,20	1,20	1,21
70	4	Stahlkürette	2000	5	/	Ti	2,01	1,27	0,57	2,71	1,08	0,94
70	5	Stahlkürette	2000	5	/	Ti	3,63	2,39	0,64	4,18	0,96	1,46
Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Energie in mj	Impulse in pps	Zeit in s	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
71	1	Laser	100	15	5	Ti	1,89	1,30	0,51	1,89	0,96	0,30
71	2	Laser	100	15	5	Ti	3,48	1,66	0,54	3,48	0,92	0,66
71	3	Laser	100	15	5	Ti	2,77	1,58	0,56	2,77	0,88	0,53
71	4	Laser	200	15	5	Ti	2,09	1,35	0,50	2,09	0,96	0,66
71	5	Laser	200	15	5	Ti	2,85	1,36	0,51	2,85	0,72	0,36
71	6	Laser	200	15	5	Ti	2,19	1,31	0,49	2,52	0,72	0,72
72	1	Laser	320	15	5	Ti	11,46	6,64	1,53	11,46	3,08	2,77
72	2	Laser	320	15	5	Ti	14,77	5,19	1,31	14,77	2,08	3,07
72	3	Laser	320	15	5	Ti	1,55	1,20	0,49	1,80	0,52	0,69
72	4	Laser	30	100	5	Ti	0,67	0,54	0,49	0,91	0,48	0,17
72	5	Laser	30	100	5	Ti	0,81	0,61	0,49	1,04	0,56	0,20
72	6	Laser	30	100	5	Ti	0,66	0,56	0,49	0,96	0,40	0,21
73	1	Laser	60	100	5	Ti	1,31	0,89	0,50	1,64	0,60	0,18
73	2	Laser	60	100	5	Ti	0,68	0,49	0,50	0,81	0,44	0,14
73	3	Laser	60	100	5	Ti	0,74	0,58	0,49	1,00	0,44	0,23
73	4	Laser	100	100	5	Ti	0,92	0,74	0,51	1,14	0,52	0,14
73	5	Laser	100	100	5	Ti	0,86	0,61	0,49	1,05	0,48	0,15
73	6	Laser	100	100	5	Ti	0,63	0,59	0,50	0,87	0,40	0,20

Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
74	1	DeppelerK.	800	5	/	Ti	2,50	1,26	0,50	2,50	0,60	1,07
74	2	DeppelerK.	800	5	/	Ti	1,78	1,18	0,52	2,15	0,76	0,96
74	3	DeppelerK.	800	5	/	Ti	2,08	1,21	0,49	2,09	0,76	1,13
74	4	DeppelerK.	1500	5	/	Ti	3,09	1,91	0,63	3,70	0,96	0,95
74	5	DeppelerK.	1500	5	/	Ti	4,17	2,00	0,57	4,17	0,76	1,74
74	6	DeppelerK.	1500	5	/	Ti	4,11	2,28	0,63	4,11	1,16	1,02
74	7	DeppelerK.	400	5	/	Ti	1,88	1,06	0,54	2,83	0,52	0,70
74	8	DeppelerK.	400	5	/	Ti	1,66	1,09	0,50	1,78	0,84	0,38
75	1	Stahlkürette	50	5	/	Ti						
75	2	Stahlkürette	50	5	/	Ti						
75	3	Stahlkürette	500	5	/	Ti						
75	1	DeppelerK.	40	5	/	Ti	0,74	0,63	0,48	0,98	0,48	0,17
75	2	DeppelerK.	40	5	/	Ti	0,71	0,56	0,49	0,78	0,32	0,13
75	3	DeppelerK.	40	5	/	Ti	0,72	.62	0,48	1,13	0,36	0,17
75	4	DeppelerK.	400	5	/	Ti	1,82	1,00	0,48	1,92	0,64	0,75
76	1	Stahlkürette	800	5	/	Ta	1,85	1,33	0,53	2,16	0,84	0,27
76	2	Stahlkürette	800	5	/	Ta	1,62	1,44	0,55	1,90	0,92	0,25
76	3	Stahlkürette	800	5	/	Ta	2,90	1,90	0,55	3,03	0,92	0,66
76	4	Stahlkürette	800	5	/	Ta	2,34	1,54	0,54	3,04	0,68	0,41
76	5	Stahlkürette	800	5	/	Ta	1,23	1,02	0,54	1,58	0,68	0,26
77	1	Stahlkürette	1000	5	/	Ta	1,58	1,15	0,50	2,02	0,60	0,30
77	2	Stahlkürette	1000	5	/	Ta	4,75	2,14	0,69	4,75	1,04	0,70
77	3	Stahlkürette	1000	5	/	Ta	1,08	0,98	0,52	1,48	0,60	0,25
77	4	Stahlkürette	1000	5	/	Ta	2,36	1,34	0,52	2,36	0,76	0,62
77	5	Stahlkürette	1000	5	/	Ta	2,54	1,61	0,55	2,80	0,76	0,39
78	1	Stahlkürette	1500	5	/	Ta						
78	2	Stahlkürette	1500	5	/	Ta	4,22	2,19	0,62	4,64	1,20	1,12
78	3	Stahlkürette	1500	5	/	Ta	4,83	3,17	0,73	5,21	1,60	0,92
78	4	Stahlkürette	1500	3	/	Ta	5,70	2,75	0,71	5,70	1,08	1,13
78	5	Stahlkürette	1500	5	/	Ta	4,21	2,83	0,74	5,11	1,56	1,10
79	1	Stahlkürette	2000	5	/	Ta	4,54	2,55	0,61	4,54	1,16	1,61
79	2	Stahlkürette	2000	5	/	Ta	4,50	3,65	0,75	5,03	1,92	1,37
79	3	Stahlkürette	2000	5	/	Ta	4,61	2,73	0,71	4,64	1,44	1,14
79	4	Stahlkürette	2000	5	/	Ta	3,58	2,29	0,63	3,69	1,00	0,62
79	5	Stahlkürette	2000	5	/	Ta	5,40	3,55	0,75	5,40	1,44	1,37
80	1	Stahlkürette	2500	5	/	Ta	5,57	3,16	0,80	5,80	1,56	1,14
80	2	Stahlkürette	2500	5	/	Ta	2,77	1,46	0,51	2,77	0,96	0,41
80	3	Stahlkürette	2500	5	/	Ta	4,62	2,94	0,76	5,42	1,48	1,08
80	4	Stahlkürette	2500	3	/	Ta						
80	5	Stahlkürette	2500	5	/	Ta	4,57	2,96	0,72	4,57	1,16	0,80
81	1	Stahlkürette	40	5	/	Ta	1,90	1,50	0,52	1,97	0,84	0,27
81	2	Stahlkürette	40	5	/	Ta	2,01	1,42	0,53	2,39	0,84	0,31
81	3	Stahlkürette	40	5	/	Ta	2,38	1,60	0,53	2,86	0,60	0,36
81	4	Stahlkürette	40	5	/	Ta	3,56	2,12	0,55	3,69	0,88	0,76
81	5	Stahlkürette	40	5	/	Ta	2,47	1,76	0,53	2,84	1,00	0,76
82	1	Stahlkürette	50	5	/	Ta	2,03	1,26	0,51	2,17	0,56	0,25
82	2	Stahlkürette	50	5	/	Ta	2,62	1,64	0,55	2,67	1,12	0,43
82	3	Stahlkürette	50	5	/	Ta	1,88	1,41	0,54	1,98	0,80	0,39
82	4	Stahlkürette	50	5	/	Ta	2,28	1,29	0,54	2,35	0,64	0,33
82	5	Stahlkürette	50	5	/	Ta	3,38	1,84	0,56	3,38	1,40	0,43
83	1	Stahlkürette	200	5	/	Ta	2,50	1,22	0,51	2,50	0,56	0,45
83	2	Stahlkürette	200	5	/	Ta	2,34	1,43	0,49	2,38	0,80	0,38
83	3	Stahlkürette	200	5	/	Ta	1,96	1,20	0,56	2,11	0,80	0,22
83	4	Stahlkürette	200	5	/	Ta	2,29	1,52	0,54	2,32	0,80	0,49
83	5	Stahlkürette	200	5	/	Ta	4,09	2,09	0,59	4,09	0,72	0,61
84	1	Stahlkürette	400	5	/	Ta	4,06	2,96	0,58	4,59	1,08	0,95
84	2	Stahlkürette	400	5	/	Ta	3,79	2,25	0,53	4,68	1,04	0,73
84	3	Stahlkürette	400	5	/	Ta	2,13	1,62	0,58	2,24	0,84	0,36
84	4	Stahlkürette	400	5	/	Ta	2,39	1,77	0,51	2,40	1,04	0,52
84	5	Stahlkürette	400	5	/	Ta	3,10	2,00	0,52	3,21	1,44	0,74
85	1	Stahlkürette	600	5	/	Ta	2,91	1,86	0,55	2,91	1,32	0,24
85	2	Stahlkürette	600	5	/	Ta	2,88	2,17	0,61	3,07	1,88	0,33
85	3	Stahlkürette	600	5	/	Ta	3,46	1,93	0,59	3,46	1,20	0,85
85	4	Stahlkürette	600	5	/	Ta	2,51	1,66	0,54	2,78	0,88	0,23
85	5	Stahlkürette	600	5	/	Ta	2,24	1,55	0,54	2,62	0,72	0,51
86	1	DeppelerK.	400	5	/	Ta	2,14	1,58	0,53	2,30	0,80	0,91

Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
86	2	DeppelerK.	400	5	/	Ta	5,13	2,44	0,59	5,13	0,96	0,41
86	3	DeppelerK.	400	5	/	Ta	3,35	1,82	0,54	3,44	1,12	0,88
86	4	DeppelerK.	40	5	/	Ta	1,76	1,55	0,52	1,99	1,04	0,34
86	5	DeppelerK.	40	5	/	Ta	2,27	1,88	0,55	2,52	1,24	0,38
86	6	DeppelerK.	40	5	/	Ta	2,07	1,76	0,52	2,29	1,00	0,65
87	1	DeppelerK.	800	5	/	Ta	3,77	2,00	0,64	3,77	0,96	0,61
87	2	DeppelerK.	800	5	/	Ta	2,43	1,38	0,50	2,43	0,64	0,54
87	3	DeppelerK.	800	5	/	Ta	3,09	2,23	0,56	4,11	0,92	0,56
87	4	DeppelerK.	1500	5	/	Ta	5,16	3,32	0,75	5,46	1,44	1,27
87	5	DeppelerK.	1500	5	/	Ta	5,17	3,31	0,78	5,82	1,84	1,07
87	6	DeppelerK.	1500	5	/	Ta	4,47	3,67	0,95	5,68	3,44	0,78
Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Energie in mj	Impulse in pps	Zeit in s	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
88	1	Laser	100	15	5	Ta	5,57	3,40	0,65	5,98	1,60	1,22
88	2	Laser	100	15	5	Ta	4,86	3,14	0,64	5,24	1,48	1,41
88	3	Laser	100	15	5	Ta	5,73	3,40	0,68	5,73	1,64	0,98
88	4	Laser	200	15	5	Ta	6,74	4,28	1,01	6,88	2,44	2,55
88	5	Laser	200	15	5	Ta	5,90	3,79	0,73	5,90	1,68	1,48
88	6	Laser	200	15	5	Ta	5,91	3,74	0,78	6,01	1,84	1,06
89	1	Laser	320	15	5	Ta	12,52	7,47	1,49	12,52	3,60	4,27
89	2	Laser	320	15	5	Ta	8,04	6,08	1,34	9,38	2,32	2,58
89	3	Laser	320	15	5	Ta	20,82	11,91	2,35	21,89	3,72	4,50
89	4	Laser	30	100	5	Ta	3,03	2,17	0,54	3,33	1,28	0,39
89	5	Laser	30	100	5	Ta	3,74	2,14	0,50	4,01	0,76	0,72
89	6	Laser	30	100	5	Ta	3,39	2,64	0,65	3,59	1,36	0,53
90	1	Laser	60	100	5	Ta	4,22	2,51	0,56	4,29	1,36	1,30
90	2	Laser	60	100	5	Ta	2,89	2,10	0,55	3,08	1,28	0,82
90	3	Laser	60	100	5	Ta	3,65	2,45	0,61	4,52	1,28	0,82
90	4	Laser	100	100	5	Ta	3,46	2,50	0,62	3,90	1,68	0,91
90	5	Laser	100	100	5	Ta	7,98	5,23	0,86	8,17	2,48	2,86
90	6	Laser	100	100	5	Ta	7,14	3,76	0,70	7,14	1,08	1,83
Hülsen- nummer	VersuchsNr. pro Hülse	Instrument	Druck in g	Züge	Herz	Mat.	Rmax µm	Rz µm	Ra µm	Rt µm	Rk µm	Rpk µm
91	1	Ultraschall	100	5	160000	Ta	2,55	1,93	0,58	2,55	1,28	0,36
91	2	Ultraschall	100	5	160000	Ta	1,60	1,46	0,57	1,85	0,92	0,32
91	3	Ultraschall	100	5	160000	Ta	2,08	1,73	0,59	2,29	0,92	0,49
91	4	Ultraschall	100	5	160000	Ta	1,94	1,61	0,54	2,28	1,04	0,48
91	5	Ultraschall	100	5	160000	Ta	2,92	2,00	0,54	3,26	0,96	0,61
91	6	Ultraschall	100	5	160000	Ta	2,65	1,84	0,55	2,65	0,96	0,52
92	1	Ultraschall	100	5	300000	Ta	2,38	1,93	0,57	2,76	1,32	0,52
92	2	Ultraschall	100	5	300000	Ta	2,43	1,95	0,57	2,53	1,16	0,68
92	3	Ultraschall	100	5	300000	Ta	2,56	2,06	0,60	2,94	1,32	0,58



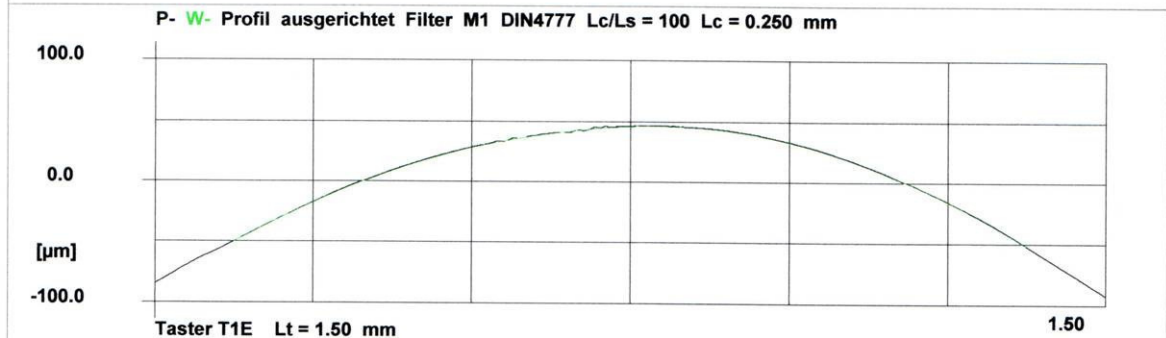
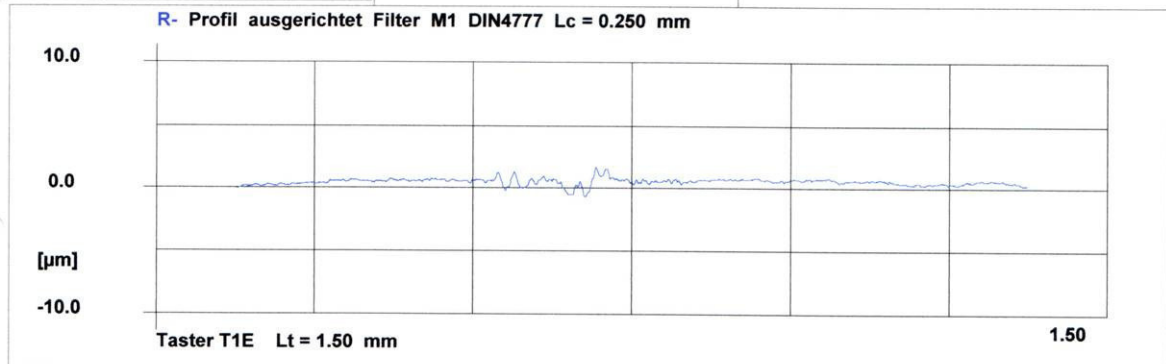
Prüfprotokoll

HOMMEL TESTER T1000

Programmpfad C:\TDW-NT\DPRO5.PRG
 Messdatum 07.02.06
 Messzeit 10:55
 Dateiname
 Messprogramm o.m.t. Standardprogramm

Firma:	o.m.t. GmbH	Messbedingungen
Prüfer:		HOMMELWERKE
Abteilung:	QS	Turbo Datawin-NT V1.40
Bezeichnung:		Meßbedingungen
Bemerkung:		Tastertyp : T1E
		Meßbereich : 320 µm
		Taststrecke : 1.50 mm
		Lc (Cut Off) : 0.250 mm
		Lc / Ls : 100
		Meßwerte : 9600

Messwerte				R-Profil	Materialanteil
Rmax	2.42 µm	Rk	0.36 µm		
Rz	1.15 µm	Rpk	0.51 µm		
Ra	0.52 µm				
Rt	2.42 µm				



o.m.t. GmbH - Seelandstrasse 7 - 23569 Lübeck - Telefon: 0451/39006-0

Prüfprotokoll

HOMMEL TESTER T1000

Programmpfad
Messdatum
Messzeit
Dateiname
Messprogramm

C:\TDW-NT\DPRO5.PRG
06.02.06
17:11
o.m.t. Standardprogramm

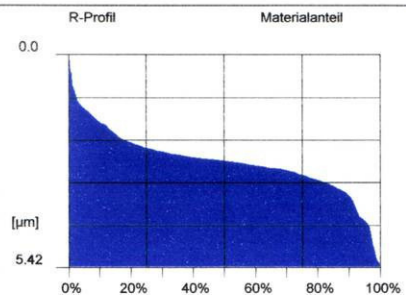
Firma: o.m.t. GmbH
Prüfer:
Abteilung: QS
Bezeichnung:
Bemerkung:

Messbedingungen

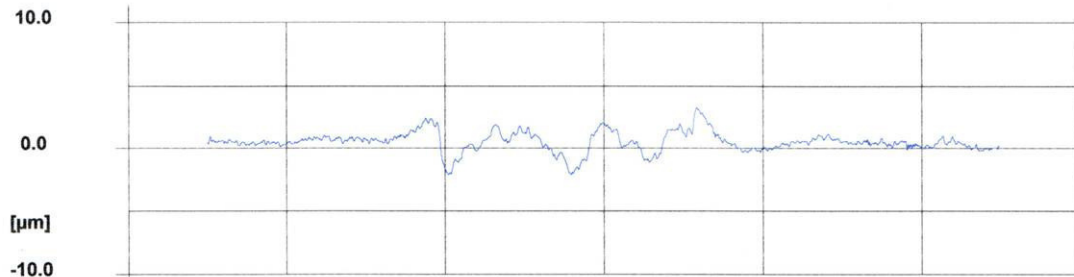
HOMMELWERKE
Turbo Datawin-NT V1.40
Meßbedingungen
Tastertyp : T1E
Meßbereich : 320 µm
Taststrecke : 1.50 mm
Lc (Cut Off) : 0.250 mm
Lc / Ls : 100
Meßwerte : 9600

Messwerte

Rmax 4.62 µm Rk 1.48 µm
Rz 2.94 µm Rpk 1.08 µm
Ra 0.76 µm
Rt 5.42 µm



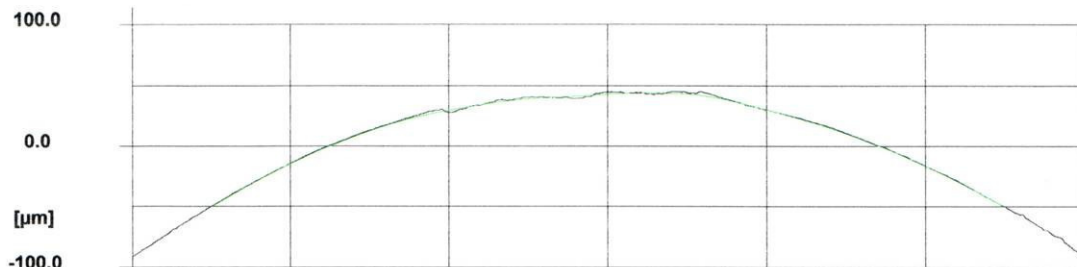
R- Profil ausgerichtet Filter M1 DIN4777 Lc = 0.250 mm



Taster T1E Lt = 1.50 mm Messbereich übersteuert !

1.50

P- W- Profil ausgerichtet Filter M1 DIN4777 Lc/Ls = 100 Lc = 0.250 mm



Taster T1E Lt = 1.50 mm Messbereich übersteuert !

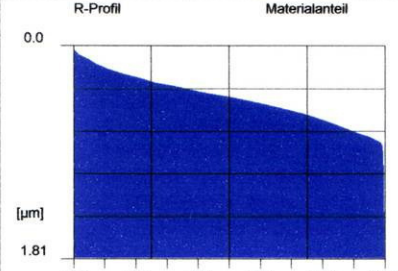
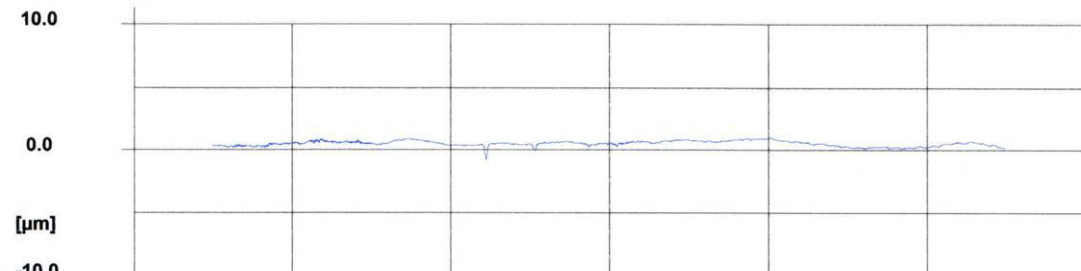
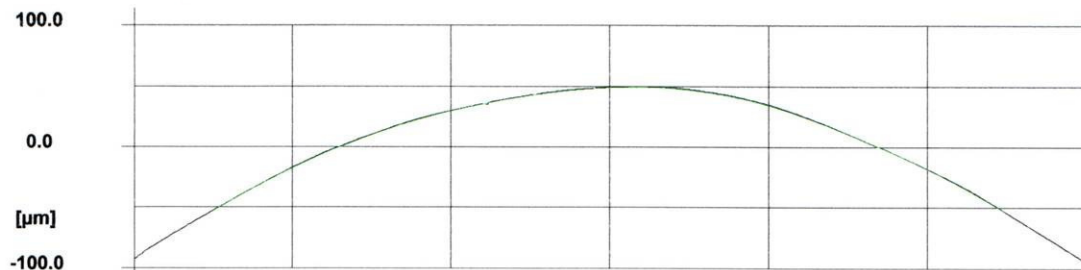
1.50

o.m.t. GmbH - Seelandstrasse 7 - 23569 Lübeck - Telefon: 0451/39006-0

Prüfprotokoll

HOMMEL TESTER T100

Programmpfad C:\TDW-NTDPRO5.PRG
 Messdatum 06.02.06
 Messzeit 15:11
 Dateiname
 Messprogramm o.m.t. Standardprogramm

Firma: o.m.t. GmbH Prüfer: Abteilung: QS Bezeichnung: Bemerkung:		Messbedingungen HOMMELWERKE Turbo Datawin-NT V1.40 Meßbedingungen Taster typ: T1E Meßbereich: 320 µm Taststrecke: 1.50 mm Lc (Cut Off): 0.250 mm Lc / Ls: 100 Meßwerte: 9600
Messwerte Rmax 1.74 µm Rz 0.95 µm Ra 0.53 µm Rt 1.81 µm Rk 0.64 µm Rpk 0.11 µm		R-Profil 
R- Profil ausgerichtet Filter M1 DIN4777 Lc = 0.250 mm  <p>Taster T1E Lt = 1.50 mm</p>		
P- W- Profil ausgerichtet Filter M1 DIN4777 Lc/Ls = 100 Lc = 0.250 mm  <p>Taster T1E Lt = 1.50 mm</p>		

o.m.t. GmbH - Seelandstrasse 7 - 23569 Lübeck - Telefon: 0451/39006-0

9. Literaturverzeichnis

Adell R., Lekholm U., Rockler B., Branemark P., Lindhe J., Eriksson B., Sbordone L.: Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:39-52

Akagawa Y., Toshikado M., Kawamura M., Tsuru H.: Changes of subgingival microflora around single-crystal sapphire endosseous implants after experimental ligature-induced plaque accumulation in monkeys. *J Prosthet Dent* 1993;69:594-598

Apse P., Ellen R.P., Overall C.M., Zarb G.A.: Microbiota and crevicular fluid collagenase activity in the osseointegrated dental implant sulcus: a comparison of sites in edentulous and partially edentulous patients. *J Periodontal Res* 1989;24:96-105

Augthun M., Tinschert J., Huber A.: In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 1998;69:857-864

Baehni P., Listgarten M.A., Taichmann N.S.: Electron microscopic study of the interaction of oral microorganisms with polymorphonuclear leucocytes. *Arch Oral Biol* 1977;22:685-692

Balshi T.J.: Hygiene maintenance procedures for patients treated with the tissue integrated prosthesis (osseointegration). *Quintessence International* 1986;17:95-102

Bartold P.M., Wiebkin O.W., Thonard J.C.: The effect of oxygen-derived free radicals on gingiva proteoglycans and hyaluronic acid. *J Periodont Res* 1984;19:390-400

Berglundh T., Lindhe J., Ericsson I., Marinello C.P., Liljenberg B., Thomsen P.: The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81-90

Berglundh T., Lindhe J., Marinello C.P., Ericsson I., Liljenberg B.: Soft tissue reaction to de novo plaque formation at implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:1-7

Bollen C.M., Papaioanno W., van Eldere J., Schepers E., Quirynen M., van Steenberghe D.: The influence of abutment surface roughness on plaque-accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:201-211

Brex M., Theilade J., Attström R.: An ultrastructural quantitative study of the significance of microbial multiplication during early dental plaque growth. *J Periodontal Res* 1983;18:177-186

Buddecke E.: Speicheldrüsen und Speichel. In: *Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin*. De Gruyter, Berlin 1981

Burton R., Richard J.L.: Dental plaque formation. *Microbes and Infections* 2000;2:1599-1607

Carlsson J.: Microbiology of plaque associated periodontal disease. In: Lindhe J. *Textbook of clinical periodontology*. Munksgaard, Copenhagen 1983

Cisar J.O., Genco R.J., Mergenhagen S.E.: Coaggregation reactions between oral bacteria: Studies of specific cell-to-cell adherence mediated by microbial lectins. In: Host parasite interactions in periodontal disease. American Society of microbiology, 1982

Cowan M.M., Taylor K.G., Doyle R.J.: Energetics of the initial phase of adhesion of streptococcus sanguis to hydroxyapatite. J Bacteriol 1987;169:2995-3000

Daiber D.: Laser, Grundlagen und Begriffsbestimmung. Bundesamt für Strahlenschutz 2007, www.bfs.de

Donlan R.M., Costerton J.W.: Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. Clin Microbiol Rev 2002;15:167-93

Drobek T.: Die Rasterkraftmikroskopie. Institut für Kristallographie und Angewandte Mineralogie, Universität München 2001, www.nano.go.uni-muenchen.de

Dmytryk J.J., Fox S.C., Moriarty J.D.: The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. J Periodontol 1990;61:491-496

Eke P.I., Braswell L.D., Fritz M.E.: Microbiota associated with experimental peri-implantitis and periodontitis in adult Macaca mulatta monkeys. J Periodontol 1998;69:190-194

Ericsson I., Berglundh T., Marinello C., Liljenberg B., Lindhe J.: Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:99-103

Ericsson I., Persson L.G., Berglundh T., Marinello C.P., Lindhe J., Klinge B.: Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. J Clin Periodontol 1995;22:255-261

Ericsson I., Persson L.G., Glantz P.O., Berglundh T., Lindhe J.: The effect of antimicrobial therapy on peri-implantitis lesions. An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 1996;7:320-328

Esposito M., Hirsch J., Lekholm U., Thomsen P.: Differential diagnosis and treatment strategies for biological complications and failing oral implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:473-490

Fine D.H., Mandel I.D.: Indicators of periodontal disease activity: an evaluation. J Clin Periodontol 1986;13:533-546

Flemmig T.F.: Infektionen bei osseointegrierten Implantaten - Hintergründe und klinische Implikationen. Implantologie 1994;1:9-21

Flores-de-Jacoby L., Tsalikis L., Voganatsi A.: Kolonisierung der Zähne und der Wurzeloberflächen In: Atlas der parodontalen Mikrobiologie. Quintessenz Verlag, 1996

Flores-de-Jacoby L., Tsalikis L., Voganatsi A.: *Actinobacillus actinomyces* *actinomycetemcomitans*, Pathogene Mechanismen In: Atlas der parodontalen Mikrobiologie. Quintessenz Verlag, 1996a

Fox S.C., Moriarty J.D., Kusy R.P.: The effects of scaling a titanium surface with metal and plastic instruments: An in vitro study. *J Periodontol* 1990;61:485-490

Genco R.J., Slots J.: Host response in periodontal disease. *J Dent Res* 1984;63:441-451

Gibbons R.J., van Houte J.: Selective bacterial adherence to oral epithelial surfaces and its role as an ecological determinant. *Infect Immun* 1971;3:567-573

Gibbons R.J.: Adhesion of bacteria to surfaces of the mouth. In: *Microbial adhesion to surfaces*, eds. Berkeley R.C.W., Lynch J.M., Melling J., Rutter P.R. & Vincent B.; pp. 351-388. Chichester: Ellis Horwood Ltd. 1980, 351-88

Gibbons R.J.: Adherent interactions which may affect microbial ecology in the mouth. *J Dent Res* 1984;63:378-385

Gianninni R., Vassalli M., Chellini F., Polidori L., Dei R., Giannelli M.: Neodymium:yttrium aluminum garnet laser irradiation with low puls energy: a potential tool for the treatment of peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:638-643

Hanisch O., Cortella C.A., Boskovic M.M., Robert A.J., Slots J., Wikesjö U.M.E.: Experimental peri-implant tissue breakdown around hydroxyapatite-coated implants. *J Periodontol* 1997;68:59-66

Hartmann U.: *Lichtmikroskopie*. Institut für Experimentalphysik Universität des Saarlandes, 2006, www.uni-saarland.de

Hartung J.: *Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik*. Oldenbourg Verlag GmbH München, 1989

Hartung J., Erpelt B.: *Multivariate Statistik*. Oldenbourg Verlag GmbH München, 1992

Hickey J.S., O'Neal R.B., Scheidt M.J., Strong S.L., Turgeon D., Van Dyke T.E.: Microbiologic characterization of ligature-induced peri-implantitis in the microswine model. *J Periodontol* 1991;62:548-553

Hillmann J.D., Socransky S.S.: Bacterial interference in the oral ecology of *Actinobacillus actinomycetemcomitans* and its relationship to human periodontitis. *Arch Oral Biol* 1982;27:75-77

Hillmann J.D., Socransky S.S., Shivers M.: The relationship between streptococcal species and periodontopathic bacteria in human dental plaque. *Arch Oral Biol* 1985;30:739-743

Homiak A.W., Cook P.A., DeBoer J.: Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: A scanning electron microscopy study. J of Prosthet Dent 1992;67:364-369

Kelstrup J., Theilade E.: Microbes and periodontal disease. J Clin Periodontol 1974;1:15-35

Koth D.L., McKinney R.V., Steflik D.E.: Microscopic study of hygiene effect on peri-implant gingival tissue. J Dent Res 1988;IADR abstr. 639

König K.G.: Karies und Parodontopathien. Thieme Stuttgart 1986

Kreisler M., Götz H., Duschner H., d'Hoedt B.: Effect of Nd:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaALAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:202-210

Kurz C.A.: Das Elektronenmikroskop (Raster- und Transmissionsmikroskopie). Vortrag im Rahmen „Übungen im Vortragen mit Demonstrationen – Physikalische Chemie“ SS 2004 an der Uni Bayreuth, www.old.uni-bayreuth.de

Lang N.P., Brägger U., Walther D., Beamer B., Kornman K.S.: Ligature-induced periimplant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. Clin Oral Implants Res 1993;4:2-11

Lang N.P., Wilson T.G., Corbet E.F.: Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implants Res 2000;11:146-155

Lehmann M., Hellwig E.: Supra- und subgingivale Plaque. In: Einführung in die restaurative Zahnmedizin, Urban & Schwarzenberg, München 1998

Lekholm U., Adell R., Rockler B., Branemark P., Lindhe J., Eriksson B., Lindvall A.M., Yoneyama T.: Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A cross-sectional retrospective study. Int J Oral Maxillofac Surg 1986;15:53-61

Lekholm U., Ericsson I., Adell R., Slots J.: The condition of soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study. J Clin Periodontol 1986;13:558-562

Leonhardt A., Renvert S., Ericsson I., Dahlén G.: Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. Clin Oral Implants Res 1992;3:112-119

Levine B., Sporer S., Poggie R.A., Della Valle C.J., Jacobs J.J.: Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. Biomaterials 2006;27:4671-81

Levine B., Sporer S., Della Valle C.J., Jacobs J.J., Paprosky W.: Porous tantalum in reconstructive surgery of the knee: a review. J Knee Surg 2007;20:185-94

Li H., Zou X., Woo C., Lind M.D.M., Büniger C.: Experimental lumbar spine fusion with novel tantalum-coated carbon fiber implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;81:194-200

Listgarten M.A.: Structure of microbial flora associated with periodontal health and disease in man. A light and electron microscopic study. J Periodontol 1976;47:1-18

Listgarten M.A.: Nature of periodontal diseases: Pathogenic mechanisms. J Periodontal Res 1987;22:172-178

Lindqvist L.W., Rockler B., Carlsson G.: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. J Prosthet Dent 1988;59:59-63

Lindhe J., Berglundh T., Ericsson I., Liljenberg B., Marinello C.: Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:9-16

Loesche W.J., Syed S.A., Stoll J.: Trypsin-like activity in subgingival plaque. A diagnostic marker of spirochetes and periodontal disease? J Periodontol 1987;58:266-273

Marxkors R., Meiners H.: Härte In: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München Wien 1993

Matarasso S., Quaremba G., Coraggio F., Vaia E., Cafiero C., Lang N.P.: Maintenance of implants: an in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. Clin Oral Implants Res 1996;7:64-72

Mengel R., Buns C.E., Mengel C., Flores-de-Jacoby L.: An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:91-95

Mengel R., Meer C., Flores-de-Jacoby L.: The treatment of uncoated and titanium nitrid-coated abutments with different instruments. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:232-238

Meschenmoser A., d'Hoedt B., Meyle J., Elßner G., Korn D., Hämmerle H., Schulte W.: Effects of various hygiene procedures on the surface characteristics of titanium abutments. J Periodontol 1996;67:229-235

Mellesi W.: Intraorale Ultraschallchirurgie. In: Medical Opinion Network 03/2008 MedMedia Verlag und Mediaservice GmbH, Wien

Mombelli A., Buser D., Lang N.P.: Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients. Early results. Oral Microbiol Immunol 1988;3:113-120

Mombelli A., Lang N.P.: The diagnosis and treatment of peri-implantitis. Periodontol 2000 1998;17:63-76

Mombelli A.: Prevention and therapy of periimplant infections. In: Lang N.P., Karring T., Lindhe J. eds. Proceeding of the 3rd European Workshop of Periodontology. Quintessence Books, Berlin 1999;281-303

Mouton C., Reynolds H.S., Genco R.J.: Characterization of tufted streptococci isolated from the "corn cob" configuration of human dental plaque. *Infect Immun* 1980;27:235-245

Mutschelknauss R.E.: Deep Scaling. In: *Lehrbuch der klinischen Parodontologie*, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2000

Müller H.P.: Biofilm dentale Plaque. In: *Parodontologie Thieme*, Stuttgart 2001

Müller H.P.: Formation der supragingivalen Plaque. In: *Parodontologie Thieme*, Stuttgart 2001a

Müller H.P.: Orale Mikrobiologie, Zahnstein. In: *Parodontologie Thieme*, Stuttgart 2001b

Müller H.P.: Pathogenese der marginalen Parodontitis. In: *Parodontologie Thieme*, Stuttgart 2001c

Naito Y., Gibbons R.J.: Attachment of *Bacteroides gingivalis* to collagenous substrata. *J Dent Res* 1988;67:1075-1080

Nakazato G.: Studies on plaque formed on implants. *Gifu Shika Gakkai Zasshi* 1990;17:131-151

Nowotny A., Behling U.H., Hammond B.: Release of toxic micrvesicles by *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. *Infect Immun* 1982;37:151-154

Pennekamp P.H., Gessmann J., Diedrich O., Burian B., Wimmer M.A., Frauchiger V.B., Kraft C.N.: Short-term microvascular response of strained muscle to cp-Ti, Ti-6Al-4V, and Ti-6Al-7Nb. *J Orthop Res* 2006;24:531-40

Quirynen M., Marechal M., Busscher H.J., Weerkamp A.H., Darius P., van Steenberghe D.: The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-144

Quirynen M., van der Mei H.C., Bollen C.M.L., Schotte A., Marechal M., Doornbusch G.I., Naert I., Busscher H.J., van Steenberghe D.: An in vitro study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993;72:1304-1309

Quirynen M., van der Mei H.C., Bollen C.M.L., van den Bossche L.H., Doornbusch G.I., van Steenberghe D., Busscher H.J.: The influence of surface-free energy on supra- and subgingival plaque microbiology. An in vivo study on implants. *J Periodontol* 1994;65:162-167

Quirynen M., Bollen C.M.: The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995;22:1-14

Quirynen M., Bollen C.M.L., Papaioannou W., van Eldere J., van Steenberghe D.: The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:169-178

Quirynen M., Teughels W.: Microbiologically compromised patients and impact on oral implants. *Periodontol* 2000 2003;33:119-128

Quirynen M., de Soete M., van Steenberghe D.: Infectious risks for implants: a review of literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:1-19

Ramaglia L., di Lauro A., Morgese F., Squillace A.: Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations. *Implant Dent* 2006;15:77-82

Renggli H.H.: Ätiologie Parodontaler Erkrankungen. In: *Praxis der Zahnheilkunde 4 Parodontologie*, Heidemann et al. Urban & Schwarzenberg, München 1997

Ritz H.L.: Microbial populations shifts in developing human plaque. *Arch Oral Biol* 1967;12:1561-1564

Rometsch R., Letzner R.D.: Rauheitsparameter. In: *Rauheitsmessung, Theorie und Praxis* Hommelwerke GmbH 1993a

Rometsch R., Letzner R.D.: Phasenkorrekte Filter DIN 4777. In: *Rauheitsmessung, Theorie und Praxis* Hommelwerke GmbH 1993b

Romanos G.E., Everts H., Nentwig G.H.: Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: A scanning electron microscope examination. *J Periodontol* 2000;71:810-815

Roitt I.M., Lehner T.: *Immunology of oral disease*. Blackwell Scientific Publications, Oxford 1983

Rutter P.R., Vincent B.: Physicochemical interactions of the substratum microorganisms and the fluid phase. *Microbial adhesion and aggregation* ed. Marshall K.C.; pp. 21-38., Springer Verlag, Berlin 1984

Sánchez-Garcès M^a.Á., Gay-Escoda C.: Periimplantitis. *Oral Patrol Oral Cir Bucal* 2004;9:63-74.

Sato S., Kishida M., Ito K.: The comparative effect of ultrasonic scalers on titanium surfaces: an in vitro study. *J Periodontol* 2004;75:1269-73

Scheie A. A.: Mechanisms of dental plaque formation. *Adv Dent Res* 1994;8:246-253

Schildhauer T.A., Robie B., Muhr G., Köller M.: Bacterial adherence to tantalum versus commonly used orthopedic metallic implant materials. *J Orthop Trauma* 2006;20:476-484

Schou S., Holmstrup P., Stoltze K., Hjorting-Hansen E., Kornman K.S.: Ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys (*Macaca fascicularis*). Clin Oral Implants Res 1993;4:12-22

Schou S., Holmstrup P., Keiding N., Fiehn N.E.: Microbiology of ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth in cynomolgus monkeys (*Macaca fascicularis*). Clin Oral Implants Res 1996;7:190-200

Schroeder H.E.: Zähne, Pulpa, Parodont In: Pathobiologie oraler Strukturen. Karger, Basel 1983

Shibli J., Theodoro L.H., Haypek P., Garcia V.G., Marcantonio E.: The effect of CO₂ laser irradiation on failed implant surfaces. Implant Dent 2004;13:342-51

Slots J., Genco R.J.: Black-pigmented *Bacteroides* species, *Capnocytophaga* species and *Actinobacillus actinomycetemcomitans* in human periodontal disease: Virulence factors in colonization survival and tissue destruction. J Dent Res 1984;63:412-421

Speelman J.A., Collaert B., Klinge B.: Evaluation of different methods to clean titanium abutments. Clin Oral Implants Res 1992;3:120-127

Sterrett J.D.: The osteoclast and periodontitis. J Clin Periodontol 1986;13:258-269
Taichmann N.S., Dean R.T., Sanderson C.J.: Biochemical and morphological characterization of the killing of human monocytes by leucotoxin derived from *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. Infect Immun 1980;28:258-268

Taichmann N.S., Tsai C.C., Shenker B.J.: Neutrophil interactions with oral bacteria as a pathogenic mechanism in periodontal disease. In: Weissman G. ed. Advances in inflammation research, Vol 8. New York Raven Press, 1984: 13-142

Taussig M.J.: Processes in pathology and microbiology. Blackwell Scientific Publications, Oxford 1984

Thull R.: Oberflächenmodifikationen zur Verbesserung von Biokompatibilität und mechanischen Eigenschaften von orthopädischen Implantaten. Der Orthopäde 2003;32:51-59

Tillmanns H.W.S., Hermann J.S., Cagna D.R., Burgess A.V., Meffert R.M.: Evaluation of three different dental implants in ligature-induced periimplantitis in the beagle dog. Part I. Clinical evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:611-620

Toda K., Otsuka M., Ishikawa Y.: Thiol-dependent collagenolytic activity in culture media of *Bacteroides gingivalis*. J Periodontal Res 1984;19:372-381

Trumpy I.G., Lyberg T.: In vivo deterioration of proplast-teflon temporomandibular joint interpositional implants: a scanning electron microscopeic and energy-dispersive x-ray analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 1993;51:624-9

Van Dyke T.E., Levine M.J., Genco R.J.: Neutrophil function and oral disease. J oral Pathol 1985;14:95-120

Van Houte J.: Bacterial adherence in the mouth. Rev Infect Dis 1983;5:659-669

Van Loosdrecht M.C.M., Lyklema J., Norde W., Zehnder A.J.B.: Influence of interfaces on microbial activity. Microbiol Rev 1990;54:75-87

Van Palenstein-Heldermann W.H.: Microbial etiology of periodontal disease. J Clin Periodontol 1981;8:261-280

Van Steenberghe T.J.M., van Winkelhoff A.J., de Graaff J.: Pathogenic synergy: Mixed infections in the oral cavity. Antonie van Leeuwenhoek 1984;50:789-798
Verwey E.J.W., Overbeek J.T.G.: Theory of Stability of lyophobic colloids. Elsevier, Amsterdam 1948

Von Giese Brookshire F., Nagy W.W., Dhuru V.B., Ziebert G.J., Chada S.: The qualitative effect of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. J Prosthet Dent 1997;78:286-294

Weize M.D.: Das Rasterkraftmikroskop. Ein Werkzeug zum Tasten, Ziehen und Graben für die Nanowissenschaft. In: Originale, Modelle und Rekonstruktionen, Deutsches Museum 2003

Zappa U., Smith B., Simona C., Graf H., Kim W.: Root surface removal by scaling and root planing. J Periodontol 1991;62:750-754

Zorn G., Gotman I., Gutmanas E.Y., Adadi R., Sukenik C.N.: Surface modifications of Ti45Nb alloy by immobilization of RGD peptide via self assembled monolayer. J Mater Sci Mater Med 2007;18:1309-1315

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen/Herren in Marburg:

Adamkiewics, Aumüller, Austermann

Cetin

Dalchow, Daut, Dibbets

Feuser, Flores-de-Jacoby, Folz

Gente, Gundermann

Hasilik, Hellinger, Hochban, Höffgen, Hühnermann

Kern, Koolmann, Kulmann

Lammel, Lang, Lehmann, Lotzmann

Mengel, Mittag, Mandrek

Neumüller

Pieper

Rasak, Ramaswamy, Röhm

Seitz, Stachniss, Steininger, Stelzel, Stiletto, Stoll, Studer

Umstadt

Voigt

Wagner, Weihe, Wenz, Werner, Wilhelm

Danksagung

Danke sage ich:

- Frau Prof. Dr. Flores-de-Jacoby für die Überlassung des Themas
- Herrn PD Dr. Stelzel für sein Engagement bei der Betreuung der Dissertation und seine Unterstützung
- Der Firma O.M.T. für die Herstellung der Proben und die Bereitstellung der Untersuchungsgerätschaften.
- Herrn Prof. Dr. Mennel für die Bereitstellung des Rasterelektronenmikroskops